

Université de Montréal

Comparaison de la force d'adhésion de deux types de résines de collage appliquées
sur des surfaces métalliques traitées de différentes façons: Une étude *in vitro*.

Par :
Lyna Naseri
Faculté de médecine dentaire

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences (M.Sc.)
en médecine dentaire
Option Dentisterie Pédiatrique
20 Septembre 2010

© Lyna Naseri, 2010

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :
Comparaison de la force d'adhésion de deux types de résines de collage appliquées
sur des surfaces métalliques traitées de différentes façons: Une étude *in vitro*.

Présenté par :
Lyna Naseri

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Docteure Elham Emami

Présidente-rapporteuse

Docteure Annie St-Georges

Directrice de recherche

Docteur Hugo Ciaburro

Co-Directeur de recherche

Docteure Sylvie Morin

Membre du jury

Mémoire accepté le :

RÉSUMÉ

L'objectif de cette étude était d'évaluer et de comparer la force d'adhésion de deux résines de collage: le Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (C) et le RelyX™ Unicem (R), sur trois adhérents différents : une surface d'émail, un alliage de métaux non précieux (Np) et un alliage de métaux semi-précieux (Sp). La surface des échantillons des alliages métalliques a subi différents traitements de surface. Sur l'émail (n=15) ainsi que sur les plaquettes d'alliages Np et Sp (n=15), des cylindres de résine étaient appliqués et polymérisés. Suite au processus de collage, les échantillons ont été incubés à 37°C pendant 24 heures, puis ont subi 500 cycles de thermocyclage. Des tests de cisaillement ont été effectués, suivi par l'analyse de la surface des échantillons au microscope à balayage électronique. Une comparaison de type T-test et des comparaisons multiples post hoc, ont été effectuées pour l'analyse statistique ($p \leq 0,05$). Sur l'émail, les résultats ont démontré que la résine C présentait une force d'adhésion moyenne statistiquement supérieure ($33,97 \pm 17,18$ MPa) à la résine R ($10,48 \pm 11,23$ MPa) ($p \leq 0,05$). Le type d'alliage utilisé n'influait pas la force d'adhésion, et ce, peu importe le type de résine de collage ($p > 0,05$). Pour le groupe Sp, la résine C a démontré une adhésion statistiquement supérieure à la résine R, et ce, pour tous les traitements de surface ($p \leq 0,05$). En conclusion, la résine C a démontré des résultats d'adhésion significativement supérieurs à la résine R sur l'émail ainsi que sur presque toutes les surfaces traitées des alliages de métaux.

Mots clés : pont papillon, mordantage, résine de collage auto-mordante, alliage de métaux, traitements de surface d'un alliage.

ABSTRACT

The objective of this study was to assess and compare the shear bond strength of two types of resin cements: Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (C) and RelyX™ Unicem (R) when these resins cements were applied to three different surfaces: enamel, non precious metal alloy (Np) and semi-precious metal alloy (Sp). Both types of alloy surfaces were treated differently. On both enamel (n=15) and alloy plates Np and Sp (n=15) surfaces, cylinder shaped resin cements were bonded and light-polymerized. After the adhesion process, all samples were placed into an incubator at 37°C for 24 hours and 500 thermal cycles were accomplished. Shear bond strength tests followed by electron microscopy analysis were performed. Statistical analysis was done using a T-test comparison followed by a post hoc multiple comparisons ($p \leq 0.05$). The results on enamel showed that the C resin cement had a statistically significant higher bond strength (33.97 ± 17.18 MPa) than the R resin cement (10.48 ± 11.23 MPa) ($p \leq 0.05$). The type of alloy did not influence the bond strength regardless the type of resin cement ($p \geq 0.05$). For the Sp group, the bond strength was statistically higher for the C resin than for the R resin and those results are valuable for all treated surfaces ($p \leq 0.05$). To conclude, the C resin cement showed a statistically significant higher bond strength than the R resin cement with enamel and most of the metal alloy treated.

Key words: resin-bonded fixed partial denture, etching system, self-etching cement resins, metal alloy, alloy pre-treatment.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	III
ABSTRACT.....	IV
LISTE DES TABLEAUX.....	IX
LISTE DES FIGURES	XI
LISTE DES SIGLES ET DES ABRÉVIATIONS	XIII
REMERCIEMENTS	XV
DÉDICACE	XVII
 1. INTRODUCTION	 1
 2. REVUE DE LA LITTÉRATURE	 6
2.1 Émail dentaire	7
2.1.1 Formation et composition	7
2.1.2 Histologie.....	8
2.1.3 Épaisseur de l'émail.....	10
2.2 Adhésion	11
2.2.1 Historique.....	11
2.2.2 Définition de l'adhésion.....	12
2.2.3 Principes de l'adhésion	13
2.2.4. Adhésion à l'émail	15
2.2.4.1 Action de l'acide de mordantage sur l'émail	16
2.2.4.2 Méthodes alternatives de mordantage	18
2.2.5 Échec de l'adhésion	20

2.3 Résines de collage	22
2.3.1 Résines de collage avec mordantage à l'acide phosphorique	23
2.3.2 Résines de collage auto-mordançantes	25
2.3.3 Comparaison des résines de collage	28
2.4 Alliages de métaux	30
2.4.1 Classification	31
2.4.2 Composition des différents alliages	33
2.4.3 Propriétés physiques des alliages	34
2.4.4 Utilisation du béryllium	37
2.4.5 Évolution des matériaux dans la confection du pont papillon	38
2.4.6 Traitements de surface des alliages de métaux	39
2.4.6.1 Micro-abrasion avec particules d'oxyde d'aluminium	40
2.4.6.2 Électrodéposition et placage d'ions d'étain	41
2.4.6.3 Mordantage à l'acide sulfurique	42
2.4.6.4 Application d'un apprêt métallique	43
2.4.6.5 Performance des alliages non précieux vs semi-précieux	45
2.5 Thermocyclage	46
2.6 Tests pour les forces d'adhésion	47
2.7 Longévité des ponts papillon et causes d'échecs	49
 3. OBJECTIFS DE L'ÉTUDE	51
3.1 But de l'étude	52
3.2 Objectifs	53
3.3 Hypothèses nulles	54

4. TECHNIQUES EXPÉRIMENTALES	55
4.1 Force d'adhésion entre deux types de résines de collage et l'émail	57
4.1.1 Matériaux et produits utilisés	57
4.1.2 Appareils utilisés	64
4.1.3 Manipulations expérimentales.....	69
4.1.3.1 Sélection des échantillons	69
4.1.3.2 Assignation des échantillons.....	69
4.1.3.3 Préparation et montage des échantillons	70
4.1.3.4 Incubation et thermocyclage.....	76
4.1.3.5 Test de cisaillement	77
4.1.3.6 Évaluation des surfaces par microscope à balayage électronique.....	78
4.2 Force d'adhésion entre deux types de résines de collage et deux types d'alliages métalliques.....	79
4.2.1 Matériaux et produits utilisés	79
4.2.2 Appareils utilisés	82
4.2.3 Techniques expérimentales	83
4.2.3.1 Sélection des échantillons.....	83
4.2.3.2 Assignation des échantillons et description des groupes.....	84
4.2.3.3 Assignation des échantillons aux résines de collage	91
4.2.3.4 Incubation, thermocyclage et test de cisaillement.....	93
4.2.3.5 Évaluation des surfaces par microscope à balayage électronique.....	94
4.3 Analyses statistiques des résultats.....	95

5. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX	96
5.1 Forces d'adhésion sur une surface d'émail	97
5.2 Forces d'adhésion à un alliage de métal	101
5.3 Résultats du microscope à balayage électronique	119
 6. DISCUSSION DES RÉSULTATS	 125
6.1 Adhésion à l'émail	126
6.2 Adhésion aux alliages de métaux	129
6.2.1 Alliages de métaux non précieux et semi-précieux	129
6.2.2 Influence de l'apprêt métallique	131
6.2.3 Quel traitement de surface choisir pour les alliages de métaux ?	133
6.3 Application clinique	134
6.3.1 Résultats cliniques versus résultats de laboratoire	134
6.3.2 Variables affectant les comparaisons entre les études	136
6.4 Évaluation des hypothèses nulles	138
 7. CONCLUSION	 139
 8. BIBLIOGRAPHIE	 142

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I : Classification des alliages selon le contenu	32
Tableau II : Caractéristiques des alliages précieux.....	34
Tableau III : Caractéristiques des alliages non précieux	35
Tableau IV : Matériaux, fabricants et numéros de série	57
Tableau V : Composition de la résine de collage auto-mordançante RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Cement	59
Tableau VI : Composition de la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit.....	62
Tableau VII : Appareils, fabricants et numéros de modèle	64
Tableau VIII : Matériaux, fabricants et numéros de série	79
Tableau IX : Composition en masse (%) de l'alliage semi-précieux.....	80
Tableau X : Composition en masse (%) de l'alliage non précieux	81
Tableau XI : Appareils, fabricants et numéros de modèle.....	82
Tableau XII : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe E-C.....	99
Tableau XIII : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe E-R	100
Tableau XIV : Résultats des forces d'adhésion moyennes des groupes Sp-Ab, Sp-Ab-E et Sp-Ab-E-Ap en utilisant les deux résines de collage.....	102
Tableau XV : Résultats des forces d'adhésion moyennes des groupes Np-Ab, Np-Ab-As et Np-Ab-As-Ap en utilisant les deux résines de collage.....	105
Tableau XVI : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Sp-Ab-C	107
Tableau XVII : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Sp-Ab-R.....	108
Tableau XVIII : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Sp-Ab-E-C ..	109
Tableau XIX : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Sp-Ab-E-R	110

Tableau XX : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Sp-Ab-E-Ap-R.....	111
Tableau XXI : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Np-Ab-C	112
Tableau XXII : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Np-Ab-R.....	113
Tableau XXIII : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Np-Ab-As-C	114
Tableau XXIV : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Np-Ab-As-R	115
Tableau XXV : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Np-Ab-As-Ap-R.....	116
Tableau XXVI : Types de fracture à l'interface de l'émail et de la résine de collage	121
Tableau XXVII : Types de fracture à l'interface des alliages de métaux semi-précieux et de la résine de collage	123
Tableau XXVIII : Types de fracture à l'interface des alliages de métaux non précieux et de la résine de collage	124

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Apparence du pont papillon	2
Figure 2.1 : Structure des bâtonnets d'émail, en coupe transversale.....	9
Figure 2.2 : Schéma de l'adhésion dentaire et d'un joint adhésif en dentisterie.	12
Figure 2.3 : Angle de contact, mouillabilité et adhésion	14
Figure 2.4 : Bulles d'air emprisonnées entre la résine de collage et le substrat	14
Figure 2.5 : Couches aprismatique (A) et prismatique (B) de l'émail	18
Figure 2.6 : Échec d'adhésion :(a) jonction intacte, (b) échec adhésif, (c) échec cohésif du matériel adhésif et (d) échec cohésif de l'adhérent.	20
Figure 2.7 : Composition des résines de collage auto-mordançantes.....	26
Figure 2.8 : Structure du monomère utilisé dans une résine de collage auto-mordançante	27
Figure 2.9 : Force de cisaillement	47
Figure 2.10 : Force de tension	48
Figure 4.1 : Résine de collage auto-mordançante RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement	58
Figure 4.2 : Résine de collage conventionnelle Clearfil™ Esthetic Cement &DC Bond Kit	60
Figure 4.3 : Résine acrylique, Instant Tray Mix.....	63
Figure 4.4 : Machine Instron 4201	65
Figure 4.5 : Plate-forme et ciseau de la machine Instron 4201	65
Figure 4.6 : Étau métallique et échantillon	66
Figure 4.7 : Stabilisation du montage.....	66
Figure 4.8 : Positionnement de l'échantillon pour le test de cisaillement	66
Figure 4.9 : Machine à thermocyclage Septras BT-15	67

Figure 4.10 : Fragments dentaires déposés sur une membrane de cellulose	70
Figure 4.11 : Montage d'un échantillon d'émail dans le bloc de résine acrylique...	71
Figure 4.12 : Assignment des échantillons d'émail aux résines de collage	72
Figure 4.13 : Montage du cylindre dans un dispositif métallique	74
Figure 4.14 : Injection de la résine de collage.....	75
Figure 4.15 : Cylindre de résine de collage.....	75
Figure 4.16 : Montage d'un échantillon dans l'étau métallique	77
Figure 4.17 : Alliage semi-précieux : BegoPal® 300	80
Figure 4.18 : Alliage non précieux : Wiron® 99.....	81
Figure 4.19 : Assignment des échantillons semi-précieux aux résines de collage ...	91
Figure 4.20 : Assignment des échantillons non précieux aux résines de collage.....	91
Figure 5.1 : Comparaison des forces d'adhésion des groupes E-C et E-R sur une surface d'émail.....	98
Figure 5.2 : Comparaison des forces d'adhésion moyennes des groupes Sp-Ab-C et Sp-Ab-R sur un alliage semi-précieux	103
Figure 5.3 : Comparaison des forces d'adhésion moyennes des groupes Sp-Ab-E-C et Sp-Ab-E-R sur un alliage semi-précieux.....	103
Figure 5.4 : Comparaison des forces d'adhésion des groupes Np-Ab-C et Np-Ab-R sur un alliage non précieux.....	106
Figure 5.5 : Comparaison des forces d'adhésion des groupes Np-Ab-As-C et Np-Ab-As-R sur un alliage non précieux	106
Figure 5.6 : Image représentant une fracture adhésive du groupe E-R	120
Figure 5.7 : Image représentant une fracture mixte du groupe E-C	120
Figure 5.8 : Image représentant une fracture cohésive du groupe Sp-Ab-E-C.....	122
Figure 5.9 : Image représentant une fracture adhésive du groupe Sp-Ab-R	122

LISTE DES SIGLES ET DES ABRÉVIATIONS

°C	degré Celcius
MPa	MégaPascal
%	pour cent
Fig.	figure
Al ₂ O ₃	oxyde d'aluminium
µm	micromètre
g/cm ³	gramme par centimètre cube
™	marque de commerce
ADA	American Dental Association
©	Droit d'auteur
C	Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit
R	RelyX™ Unicem
Np	non précieux
Sp	semi-précieux
Ab	micro-abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium
E	électrodéposition et placage d'ions d'étain
Ap	apprêt métallique
et al.	et alii
As	acide sulfurique
PMR	résine de phosphate méthacrylate
kN	kiloNewton
mm/min	millimètre par minute
mm	millimètre
pH	potentiel d'Hydrogène

Bis-GMA	Bisphénol A diglycidylméthacrylate
UDMA	1,6-bis(méthacryloxy-2-éthoxycarbonylamino)- 2,4,4-triméthylhexane
EDTA	acide d'éthylène diamine tetra-acétique
MDP	Méthacryloyloxydécyle dihydrogène de phosphate
TEGMA	Triéthylèneglycole diméthacrylate
HEMA	2-hydroxyéthyle méthacrylate
VBATDT	6-(4-vinylbenzyl-n-propyl) amino-1, 3, 5-triazine-2, 4- dithione
MMA-PMMA	Méthyle méthacrylate poly-méthyle méthacrylate

REMERCIEMENTS

Docteure Annie St-Georges, je tiens à vous remercier de m'avoir offert la possibilité de travailler avec vous sur ce projet de maîtrise. Merci pour tous vos conseils et vos encouragements constants. Même lors des situations « délicates », merci pour votre soutien et votre écoute. Merci tout simplement pour votre temps précieux.

Docteur Hugo Ciaburro, je tiens à vous remercier pour votre aide dans la réalisation de ce projet. Merci pour le temps accordé lors de l'élaboration et l'organisation du projet.

Docteur Daniel Fortin, merci pour votre patience et votre aide pour les étapes de l'expérimentation et l'analyse de mes résultats. Même à votre chalet, vous étiez toujours présent pour m'aider et j'ai beaucoup apprécié.

Monsieur Pierre Rompré, je tiens à vous remercier pour les rencontres passées ensemble à « faire parler les chiffres ». Merci pour votre disponibilité.

Docteur Hicham El-Khatib, je tiens à vous remercier pour votre support lors de la rédaction de ma maîtrise, et ce, tout au cours de l'année.

Madame Bernadette Salnave, je tiens à vous remercier pour m'avoir aidé à réaliser mes étapes expérimentales. Merci d'avoir fait le suivi avec moi... nous avons bien eu du plaisir au laboratoire...

Monsieur Ulysse Hudon, je tiens à vous remercier pour la collecte de mes dents.

Madame Sylvia Zalzal et Docteur Antonio Nanci, je tiens à vous remercier pour votre disponibilité et votre aide durant les analyses de mes échantillons.

Docteur Leonardo Abélardo et Docteur Lionel Cudzinowski, je tiens à vous dire : UN GROS MERCI !!! Nous avons vécu plusieurs aventures ensemble et je tiens à ce que vous sachiez que je vous suis très reconnaissante. Merci de m'avoir encouragée à aller au-delà de mes limites et surtout, à rire des moments rigolos et cocasses de certaines situations. Merci pour votre patience et vos conseils lorsque ma pression faisait état d'alerte ROUGE !!!

Docteur Gilles Lavigne, je tiens à vous remercier pour l'écoute attentive que vous m'avez accordée durant une période critique de mon programme de résidence. Vous m'avez permis de croire et de réaliser mon rêve, et de faire abstraction aux obstacles.

DÉDICACE

Josée-Anne et Jocelyn... vous dire merci est bien peu... je ne trouve malheureusement aucune autre parole pouvant attester toute ma reconnaissance. Je dirais tout simplement que vous êtes des anges... Merci pour votre amour inconditionnel, Merci pour les feux de foyers, les soirées pyjamas, les dodos, les p'tits pains au fromage, les smacko del packo 24h/24, les sorties, les rires, la Floridâ...les congrès na na na na pou pou ! Les plus beaux moments de la vie s'en viennent et je vous remercie de les partager avec moi...MERCI pour chaque instant passé ensemble, Merci d'avoir supporté mes chroniques hebdomadaires «pousse-mine». Pour terminer, Merci d'avoir cru en moi et de m'avoir soutenu tout au long de mes longs périples ... Finalement maman, on l'a faite cette chose euhhhh!!!! Hi hi hi hi.

BBHTQVA- xxx-

CHAPITRE PREMIER

INTRODUCTION

1. INTRODUCTION

Le pont papillon se définit comme une prothèse fixe conservatrice, composée d'une structure métallique supportant un pontique et ancrée par l'intermédiaire d'une résine de collage à l'émail mordancé des dents de support (Prévost et al., 1985). L'appellation « pont papillon » représente en fait l'apparence de cette prothèse partielle fixe (figure 1.1) (Wyatt, 2007).



*Figure 1.1 : Apparence du pont papillon
(Wyatt, 2007)*

L'ancêtre du pont papillon remonte au début des années 1970 quand le docteur Rochette publia une technique de jumelage coronaire à l'aide d'un squelette métallique (Rochette, 1973). Cette technique permettait de réduire la mobilité des dents antéro-inférieures ayant une atteinte parodontale (Rochette, 1973). L'armature métallique trouée était retenue aux dents par une résine de collage à base de composite en utilisant la technique du mordantage de l'émail. Le pont papillon Rochette est apparu lorsque ce dernier décida d'ajouter une dent d'acrylique au squelette métallique afin de remplacer une dent antérieure extraite, laissant un espace édenté et inesthétique (Rochette, 1973). Six ans plus tard, en 1979 Denehy et Howe, inspirés par l'idée de Rochette, multiplièrent leurs recherches cliniques pour établir des concepts de base autour de ces restaurations à priorités conservatrices. Denehy et Howe utilisèrent le pont papillon Rochette pour remplacer une dent antérieure manquante, pour une raison d'absence congénitale ou suite à un accident, chez de jeunes patients (Howe, 1977). Plus tard, à l'Université du Maryland, Livaditis et Thompson publièrent un ouvrage sur l'amélioration de la rétention de ce type de restauration en créant, par l'application d'un acide sur l'armature pleine métallique, des microrugosités. Ce changement au niveau de la structure métallique apporta une amélioration en ce qui concerne l'adhésion du pont papillon aux dents ainsi que sa résistance à la fracture (Livaditis, 1982). Le pont papillon Maryland venait de naître et d'autres avenues, telles que le remplacement d'une dent postérieure à l'aide de ce concept, étaient devenues, à partir de ce moment, envisageables (Livaditis, 1980).

Le pont papillon est une restauration indirecte, fabriquée en laboratoire, qui offre plusieurs avantages lorsque la situation clinique permet sa mise en place. Tout d'abord, l'aspect conservateur des préparations nécessaires à la forme de résistance et de rétention de la restauration offre une procédure réversible en cas d'échec prématuré du traitement (Imbery, 1996; El-Mowafi, 2000; Aboush, 2001; Turker, 2005). Il y a donc préservation du tissu dentaire puisque le meulage se limite à l'émail (Wyatt, 2007). La finition métallique du pont papillon est supragingivale, diminuant les risques d'irritation gingivale (Imbery, 1996; Turker, 2005; Wyatt, 2007). Comparativement au pont conventionnel, le temps opératoire ainsi que le coût

de fabrication sont moindres et ne requièrent habituellement pas d'anesthésie pour le patient (Turker, 2005). Il y a cependant quelques désavantages reliés au pont papillon. Il faut savoir que ses applications cliniques sont limitées car la cause première d'échec avec le pont papillon est son descellement (Re, 1988; Aquilino, 1990; Wyatt, 2007). Le dentiste doit donc prendre le temps d'évaluer chacun des paramètres intra-buccaux importants à la réussite de cette restauration à savoir : une occlusion favorable, un espace inter dentaire suffisant, une hauteur acceptable des dents piliers, une mobilité absente ou quasi absente des dents piliers, une largeur adéquate de l'espace édenté puis une quantité suffisante d'émail disponible sur les dents piliers (Imbery, 1996; Burke, 1998; Turker, 2005; Wyatt, 2007).

Dans les années 1970 et 1980, les laboratoires dentaires utilisaient principalement des alliages de métaux non précieux contenant du nickel, chrome et du béryllium pour la fabrication de la structure métallique des ponts papillon (Prévost et al., 1985). Le béryllium contenu dans ces alliages était facilement attaqué par l'acide sulfurique appliqué sur l'intrados des ailerons (Perez, 2000). Ainsi, par un procédé de corrosion électrolytique, il se créait des microporosités par le mordantage de l'acide sur le métal, ce qui rendait le métal plus propice à l'adhésion (McLaughlin, 1981; Brady, 1985; Perez, 2000; Occupational Safety Health Administration, 2002; Wyatt, 2007). Depuis plus d'une dizaine d'années, le béryllium n'est plus utilisé en dentisterie en raison de ses propriétés toxiques (Kuschner, 1981; Vilapana, 1992). De nos jours, les alliages de métaux non précieux contiennent du nickel, chrome, molybdène, niobium, silicium, fer et cérium (Dhuru, 2004). Notons que certains laboratoires ont délaissé les alliages de métaux non précieux et se sont tournés vers des alliages de métaux semi-précieux pour la fabrication des ponts papillon. La composition des alliages de métaux semi-précieux contient principalement du palladium et en quantité moindre du cuivre, de l'or, du platine, de l'indium et du gallium (Dhuru, 2004).

En vue du collage d'un pont papillon, l'intrados de la structure métallique, au niveau des ailerons, peut être traité afin d'en augmenter l'adhésion (Imbery, 1996; Wyatt, 2007). Il existe différents traitements de surface selon le type d'alliage de métaux utilisé. La structure métallique peut être mordancée à l'aide d'un acide fort ou subir de l'abrasion par des particules d'oxyde d'aluminium ou une électrodéposition d'ions d'étain (Wyatt, 2007). Maintenant que les alliages non précieux ne contiennent plus de béryllium, il y a un questionnement sur l'efficacité et l'effet réel du mordantage obtenu par l'acide sulfurique. Par ailleurs, le traitement de surface des alliages semi-précieux est différent puisqu'ils ne sont pas mordançables à l'acide sulfurique. Ils requièrent une électrodéposition d'ions d'étain (Wyatt, 2007).

En ce qui concerne le collage des ponts papillon, plusieurs agents appelés résine de collage sont disponibles. L'utilisation des résines à l'aide de la technique du mordantage conventionnel avec l'acide phosphorique est bien acceptée et décrite dans la littérature (DeMunck et al., 2005; Kurokawa et al., 2007). Depuis peu, les résines de collage auto-mordançantes représentent une alternative pour l'adhésion de restaurations indirectes tels que les couronnes céramo-métalliques, les couronnes et les incrustations toute porcelaine, les pivots coulés et les pivots préfabriqués. Cependant, les manufacturiers ne recommandent pas l'utilisation de cette résine auto-mordançante pour les ponts papillon. En effet, malgré les résultats satisfaisants démontrés concernant l'adhésion à la dentine, plusieurs questions sont soulevées sur leur capacité d'adhésion à l'émail (DeMunck et al., 2005; Borges et al., 2007). Malgré cela, la simplicité et la réduction des étapes de manipulation ont rendu les résines auto-mordançantes très populaires auprès des dentistes (DeMunck et al., 2005) qui les utilisent à l'encontre des recommandations pour le collage des ponts papillon.

C'est devant tous ces changements face aux types d'alliages utilisés, aux techniques de préparation des surfaces métalliques, aux résines de collage et au manque de recherches récentes sur les ponts papillon que ce projet a été élaboré.

CHAPITRE DEUXIÈME

REVUE DE LA LITTÉRATURE

2. REVUE DE LA LITTÉRATURE

La revue de la littérature portera principalement sur l'émail, l'adhésion, les résines de collage, les alliages de métaux, puis sur la longévité des ponts papillon et leurs principales causes d'échec.

2.1. Émail dentaire

2.1.1 Formation et composition

L'amélogénèse, ou formation de l'émail, fait partie du développement global de la formation de la dent. La matrice de l'émail survient grâce à des cellules appelées améloblastes. L'émail humain se forme à un taux d'environ quatre micromètres par jour. La création de l'émail débute par la sécrétion d'une matrice organique partiellement minéralisée et s'achève par la maturation ou la minéralisation de l'émail. Après la phase de maturation, mais avant que la dent apparaisse dans la bouche, les améloblastes se décomposent, ce qui explique que l'émail n'a aucun moyen de se renouveler.

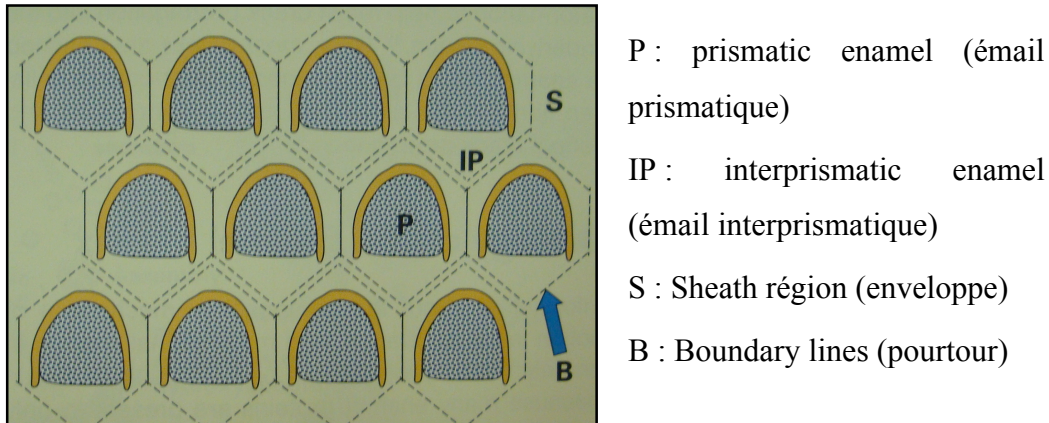
En volume, l'émail est constitué de matière minérale à 86%, d'eau à 12% et de matière organique à 2%. La partie inorganique est formée essentiellement d'un réseau de cristaux de phosphate de calcium appelés hydroxyapatites dont l'appellation chimique est $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Sont également présents des ions variés tels que le strontium, le magnésium, le plomb, le sodium, le carbonate de calcium, le potassium et le fluor (Hewlett, 2003; Nanci, 2003). De par son contenu très riche en minéraux, l'émail dentaire représente une structure spéciale au sein des tissus minéralisés (Simmer et al., 2001). Le pourcentage élevé de minéraux dans l'émail est responsable non seulement de sa force, mais aussi de sa friabilité. La portion organique est composée avant tout de glycoprotéines riches en tyrosine, soient les

amélogénines (90%) et les énamélines-améloblastines (10%) (Avery, 2002; Nanci, 2003; Stangel et al., 2007).

La minéralisation et l'organisation des bâtonnets d'émail sont uniques à cette structure et lui permettent d'être le tissu le plus dur du corps humain (Simmer et al., 2001).

2.1.2 Histologie

La structure élémentaire de l'émail emprunte une forme prismatique. L'émail se présente donc sous forme de prismes ou de bâtonnets juxtaposés les uns contre les autres. Chaque prisme minéralisé a un diamètre de quatre à huit microns et traverse l'émail de la jonction amélodentinaire jusqu'à la surface de la dent. Ces prismes sont des cristaux d'hydroxyapatite entourés par une gaine de nature organique. La longueur des prismes varie selon leur localisation sur la dent. Les bâtonnets localisés sur les cuspides, la partie la plus épaisse de l'émail, sont plus longs que ceux situés au collet de la dent. De façon générale, on peut stipuler que la longueur du prisme est toujours plus grande que son diamètre. Ceci s'explique par la direction oblique et tortueuse des bâtonnets. Le bâtonnet mesure environ cinq microns en largeur et neuf microns en longueur. La morphologie des bâtonnets d'émail fut déterminée par le microscope électronique. En coupe transversale, le prisme d'émail emprunte la forme d'un « trou de serrure » ou d'une « raquette » (figure 2.1). En coupe longitudinale, la partie supérieure ou la tête du bâtonnet est orientée vers la couronne de la dent et la base du bâtonnet vers la racine. Ceci donne l'apparence de multiples bâtonnets enveloppés par une gaine organique (Garant, 2003).



*Figure 2.1 : Structure des bâtonnets d'émail, en coupe transversale
 Tirée de Garant PR (2003)*

La disposition des cristaux à l'intérieur de chaque prisme est très complexe et elle fut démontrée à l'aide de la technique de la lumière polarisée. Les études microscopiques ont révélé que l'arrangement des cristaux d'apatite est plutôt parallèle à l'axe long du bâtonnet, bien que des déviations jusqu'à 40 degrés dans l'orientation des cristaux ont été rapportées. Les cristaux d'émail de la tête du prisme sont orientés parallèlement au grand axe de ce dernier alors que ceux de la base divergent légèrement du grand axe. Les prismes d'émail sont situés en rang le long de la dent, et à l'intérieur de chaque rang, le grand axe du prisme est généralement perpendiculaire à la dentine sous-jacente (Berkovitz, Holland et Moxham, 2002). L'arrangement des bâtonnets de la dent permanente est similaire dans les deux tiers de la couronne. En revanche, dans la région cervicale, les bâtonnets dévient pour emprunter une direction apicale.

2.1.3 Épaisseur de l'émail

L'émail dentaire varie en épaisseur selon la région de la dent. Il atteint une épaisseur de 2,5 mm à la surface occlusale et une épaisseur quasiment nulle au niveau cervical (Nanci, 2003). L'épaisseur de la couche d'émail varie également selon le type de dents, la population et le sexe (Smith et al., 2006). Ainsi, Hall et al. (2007) rapportent une couche d'émail plus épaisse chez la population de descendance Afro-américaine. De plus, Olejniczak et al. (2008) ont démontré que l'épaisseur de l'émail des molaires permanentes de la population néerlandaise était réduite comparativement à la population caucasienne.

Bien que l'émail soit aussi dur que l'acier (Caldwell et al., 1957), il peut s'user à cause de l'attrition ou des contacts de friction qui se font contre une dent opposée ou contre un matériau de restauration plus dur comme la porcelaine. Donc, l'épaisseur de l'émail peut diminuer au cours des années. Il est estimé que l'usure physiologique normale de l'émail se situe à 29 μm par année (Lambrechts et al., 1989). L'abrasion, qui est un phénomène d'usure, est causée par l'usage d'une brosse à dents dont les poils sont durs, par une mauvaise technique de brossage ou par l'utilisation d'un dentifrice abrasif. Certains aliments ou boissons dont le pH est acide peuvent également, lorsque consommés sur une certaine période de temps, diminuer l'épaisseur de l'émail. C'est ce qu'on appelle l'érosion. D'autres situations telles que le bruxisme, les habitudes parafunctionnelles ou une malocclusion peuvent s'ajouter comme facteurs contribuant à l'usure de l'émail. C'est ce qu'on appelle l'attrition.

La présence d'émail est particulièrement importante pour certaines restaurations comme les facettes de porcelaine, les facettes de composite, les restaurations en composite, les incrustations en porcelaine et les ponts papillon. En effet, le succès de ces restaurations dites adhésives car elles collent à la dent repose sur la présence de l'émail puisqu'il a été démontré que l'adhésion à l'émail est fiable et durable (Dogon et al., 1980; Touati et al., 1999; Torii et al., 2002).

2.2 Adhésion

2.2.1 Historique

En 1952, Kramer et McLean ont publié un article rapportant leur première expérience d'adhésion mais celle-ci fut faite sur la surface dentinaire. Ce n'est que quelques années plus tard, en 1955, que Buonocore introduisit la technique du mordantage de l'émail à l'aide de l'acide phosphorique. Son inspiration lui venait du domaine industriel puisqu'à cette époque, on utilisait de l'acide phosphorique pour améliorer l'adhésion des peintures et des couches d'acrylique aux surfaces métalliques (Buonocore, 1955). Son expérience consistait en l'application d'une concentration très élevée d'acide phosphorique (85%) sur l'émail pendant une durée de 120 secondes. La surface d'émail était ensuite rincée puis asséchée. Une résine adhésive était appliquée sur la surface mordancée et pénétrait dans les régions décalcifiées de l'émail pour former des petites extensions. Une fois polymérisées, ces petites extensions étaient responsables de la rétention du matériau obturateur placé sur la dent. Par cette découverte, Buonocore a permis de développer la dentisterie préventive et la dentisterie adhésive (Buonocore et al., 1955; Torii et al., 2002). Par la suite, plusieurs recherches ont tenté de comprendre et de développer l'adhésion à la dentine. Cette dernière étant un substrat totalement différent de l'émail, plusieurs changements dans la technique de préparation de la dentine et de l'application de la résine adhésive sont survenus au fil des ans. Il n'en demeure pas moins qu'aujourd'hui, l'adhésion à la dentine continue de demander une minutie lors de

l'application de la résine adhésive et que les résultats d'adhésion à long terme ne sont toujours pas aussi performants que ceux obtenus sur l'émail (Swift et al., 1995; Touati et al., 1999; Van Meerbeek et al., 2006).

2.2.2 Définition de l'adhésion

Le mot adhésion vient du mot latin *adharere* dont la première partie « ad » veut dire « a » et la deuxième partie « harere » veut dire « coller ». En physique, l'adhésion est l'ensemble des phénomènes physico-chimiques qui se produisent lorsque l'on met en contact intime deux matériaux dans le but de créer une résistance mécanique à la séparation (Dhuru, 2004). Il y a adhésion lorsqu'une substance ou un matériau colle ou adhère à un autre. Les deux matériaux impliqués dans l'adhésion portent le nom d'adhérant. Pour créer l'adhésion entre les deux adhérents, un agent de liaison ou adhésif est placé pour former un joint adhésif. C'est ce qu'on appelle l'adhésion indirecte, c.-à-d. l'utilisation d'un matériau intercalaire mince qui assure le lien mécanique entre les deux matériaux à coller. La figure 2.2 illustre bien ce concept.

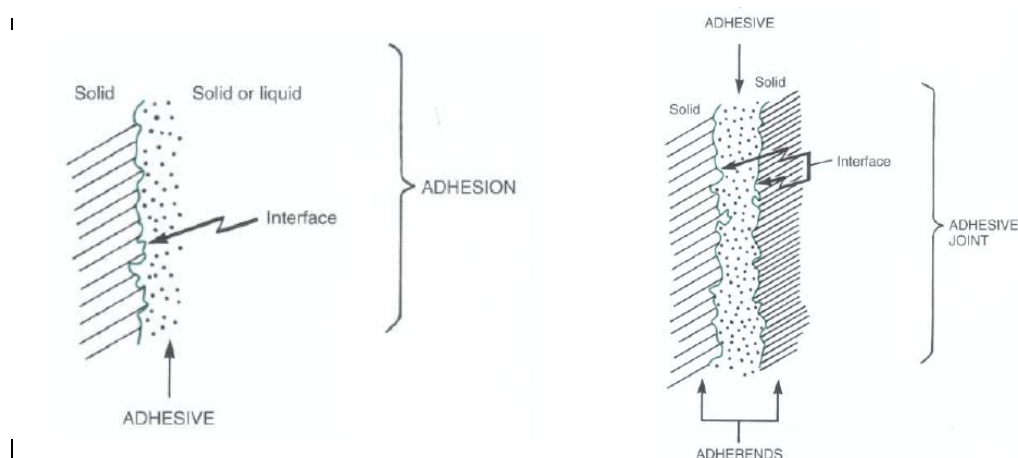
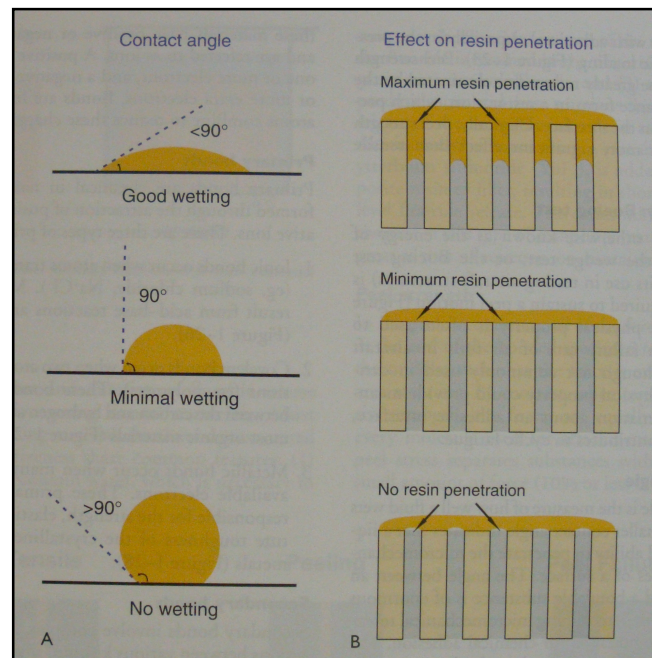


Figure 2.2 : Schéma de l'adhésion dentaire et d'un joint adhésif en dentisterie. Tiré de Roberson et al. (2002)

2.2.3 Principes de l'adhésion

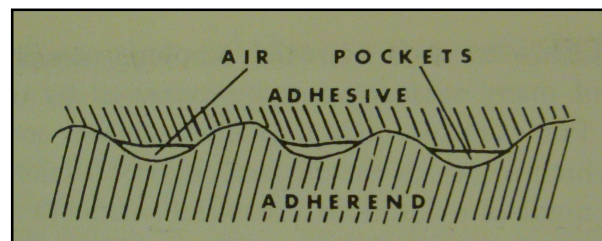
Pour obtenir une bonne adhésion, certains principes doivent être respectés. Tout d'abord, la surface sur laquelle sera collée une résine de collage ou les surfaces qui seront jointes ensemble doivent être propres. Ce critère est souvent difficile à maintenir car les surfaces très propres ont un niveau d'énergie très élevé et absorbent facilement les contaminants de l'air, l'humidité et les poussières. Si les contaminants ne sont pas enlevés, l'interface adhésive ou le joint adhésif sera faible. Une façon de nettoyer une surface est d'utiliser un solvant ou un acide pour enlever le contaminant. En dentisterie, les principaux contaminants sont la salive et le liquide de la crevasse gingivale, l'humidité provenant de la respiration buccale, le sang, l'huile et l'eau provenant de la pièce à main et de la seringue à air (Albers, 2002).

Un autre critère important est la mouillabilité du substrat par l'adhésif. Pour que l'adhésion se fasse entre deux matériaux, il faut qu'ils puissent venir en contact très près l'un de l'autre. Il faut aussi que l'adhésif puisse bien mouiller la surface de l'adhérant et pour cela, sa tension de surface doit être moindre que l'énergie de surface de l'adhérant. La mouillabilité d'une surface par un liquide est déterminée par l'angle formé par une goutte de ce liquide placée sur cette surface (figure 2.3). Si la goutte se disperse complètement, donc forme un angle de zéro degré, cela indique que le liquide est capable de bien mouiller la surface et l'adhésion sera optimale. Par contre, si la goutte roule, l'angle de contact est élevé et le liquide n'est pas capable de mouiller adéquatement la surface. (Reynolds, 1975; Roulet et DeGrange, 2000; Dhuru, 2004). Donc, une bonne mouillabilité entre l'adhésif et l'adhérant amène à une adaptation intime. Cela implique que microscopiquement, les molécules entre les deux surfaces sont à une distance de l'ordre de nanomètres. Dans ce cas, l'énergie d'adhésion est maximale.



*Figure 2.3 : Angles de contact, mouillabilité et adhésion.
Tirée de Albers (2002).*

La viscosité de l'adhésif et la topographie de la surface du substrat jouent aussi un rôle primordial dans la force d'adhésion (Van Noort, 1994). La viscosité est un facteur qui aura une incidence négative sur la mouillabilité. Plus l'adhésif est visqueux, moins il pourra couler dans les anfractuosités du substrat et en conséquence, des bulles d'air seront emprisonnées entre l'adhésif et le substrat (figure 2.4).



*Figure 2.4 : Bulles d'air emprisonnées entre la résine adhésive et le substrat.
Tirée de Combe, Burke et Douglas (1999).*

En dentisterie, un adhésif ayant une bonne mouillabilité, une basse viscosité et un angle de contact petit est préféré pour l'obtention d'une bonne adhésion entre la dent et le matériau obturateur (Van Noort, 1994). Il faut prévenir la contamination de la surface de l'émail préparée à recevoir la résine de collage. Ainsi, pour garder la surface de la dent propre et exempte de contaminants, l'isolation du champ opératoire devient essentielle (Barghi et al., 1991; Chapman, 1993; Small, 2002; Summit et al., 2006). L'isolation idéale est obtenue à l'aide de la mise en place de la digue dans la bouche du patient. La pose de ce carré caoutchouté ne laissant sortir que les dents désirées, isole les dents de la salive, du liquide crévulaire et même des fines particules d'humidité présentent dans l'air expiré par la bouche.

2.2.4 Adhésion à l'émail

Sur une dent saine, la surface externe de l'émail est lisse et non rétentive. Pour adhérer une restauration sur la dent, il est nécessaire de préparer et de modifier la surface de l'émail. L'introduction du mordantage de l'émail par Buonocore en 1955, puis le développement de la résine Bis-GMA par Bowen en 1963 ont transformé tous les volets de la pratique dentaire (Torii et al., 2002).

La première étape pour l'adhésion à l'émail consiste en l'application d'un produit appelé l'agent mordant. L'utilisation de l'acide phosphorique (H_3PO_4) comme agent mordant à une concentration de 32 % à 40 % est bien acceptée et documentée en dentisterie préventive ainsi qu'en dentisterie de restauration (Torii et al., 2002; Hewlett, 2003; Sengun et al., 2006; Barkmeier et al., 2009). Le temps de mordantage recommandé sur l'émail est de 20 secondes. L'acide est ensuite éliminé à l'aide d'une succion rapide et d'un jet d'eau abondant puis la surface est asséchée. La phase de rinçage de l'agent mordant élimine les précipités formés à la surface de l'émail et augmente l'énergie de surface (Swift et al., 1995; Dhuru, 2004; Sengun et al., 2006). Un émail mordancé apparaît blanc mat, signe de changements structuraux

en surface. C'est sur cette surface que sera ensuite appliquée une résine adhésive à base de Bis-GMA, de UDMA, et autres monomères. Cette résine adhésive servira d'agent intercalaire, c'est-à-dire qu'elle créera le joint adhésif entre l'émail (premier adhérent) et la restauration (deuxième adhérent). Tous les cas de restaurations adhésives en médecine dentaire sont basés sur la création de liens mécaniques. C'est le résultat d'une interface où des irrégularités et des creux font en sorte que la résine adhésive est infiltrée puis bloquée une fois qu'elle est polymérisée et durcie (Gwinnett, 1971; Jamjoum et al., 1995; Pilecki et al., 2005; Borges et al., 2007). On parle donc d'une liaison micromécanique puisque les rétentions et les rugosités laissées par l'acide phosphorique sont de l'ordre de micromètres. Il est intéressant de noter que la création de ces anfractuosités augmente la surface de contact par 2000 fois (Alberts, 2002).

2.2.4.1. Action de l'acide de mordantage sur l'émail

L'action de l'acide de mordantage crée une dissolution générale de la surface de l'émail qui élimine la pellicule et les défauts organiques et occasionne une perte quantitative d'environ 8 à 10 μm . C'est ce qu'on appelle la dissolution quantitative. La dissolution n'est pas seulement quantitative mais elle peut être aussi qualitative, c'est-à-dire qu'il se produit une dissolution sélective des bâtonnets d'émail pour former des microporosités qui varient de 5 à 50 μm de profondeur. Dépendamment de l'orientation des bâtonnets d'émail, la configuration tridimensionnelle du mordantage diffère (Stangel et al., 2007). Le mordantage est plus important lorsque les prismes d'émail sont exposés perpendiculairement à l'application de l'acide comparé à des prismes orientés en position parallèle (Poole et al., 1967). Plusieurs auteurs ont étudié et ont divisé les patrons de mordantage suite à un conditionnement à l'acide. Poole et Johnson en 1967 furent les premiers à classifier la topographie tridimensionnelle de la surface d'émail mordancée. Silverstone et al. ont démontré que l'exposition de l'émail à des solutions acides produisait trois patrons de mordantage distincts.

Le premier type se décrit par la dissolution du centre des prismes de l'émail, laissant la région périphérique intacte. Le deuxième type se caractérise par une atteinte préférentielle du pourtour des prismes (périphérie), laissant intacte le centre des prismes. Enfin, le troisième type regroupe des paramètres du type un et deux (Silverstone et al., 1975). Le type d'agent mordançant utilisé, sa concentration et son temps d'application sont des facteurs qui affectent la dissolution des cristaux d'hydroxyapatite (Perdigao et al., 2006; Sengun et al., 2008). L'agent mordançant crée des porosités qui varient en profondeur et dans lesquelles la résine adhésive s'infiltre (Swift et al., 1995; Borges et al., 2007; Sengun et al., 2008). Une fois polymérisée, la résine adhésive forme des « microtags » et des « macrotags ». Les microtags se trouvent principalement sur la tête des bâtonnets d'émail alors que les macrotags sont localisés entre les bâtonnets (Roberson et al., 2002).

Certains facteurs peuvent affecter le mordantage adéquat de l'émail. Une surface externe d'émail composée principalement de bâtonnets aprismatiques (figure 2.5) ou ayant un contenu riche en ions fluorures peut demander un temps de mordantage plus élevé. Parfois, même en utilisant un agent mordançant plus agressif, le mordantage reste superficiel sur l'émail aprismatique et la force d'adhésion s'en trouve affaiblie (Kanemura et al., 1999; Pashley et al., 2001). Il faut donc tenir compte de certaines variables cliniques et caractéristiques de la dent lorsque vient le temps de mordancer l'émail.



Figure 2.5 : Couches aprismatique (A) et prismatique (B) de l'émail. Tirée de Berkovitz, Holland et Moxham (2002).

2.2.4.2 Méthodes alternatives de mordançage

Le mordançage de l'émail à l'acide phosphorique constitue la technique la plus populaire produisant une force d'adhésion optimale entre l'émail et la résine adhésive. (Torii et al., 2002; Hewlett, 2003; Sengun et al., 2006; Barkmeier et al., 2009). Cependant, d'autres acides mordançants ont été rapportés dans la littérature : l'acide oxalique, l'acide maléique et l'EDTA (éthylène diamine tétra acétique, $C_{10}H_{16}N_2O_8$) (Maijer et al., 1979; Olsen et al., 1997). Ces produits ont graduellement disparu du marché suite à l'adoption de la technique du mordançage total, c.-à-d. le mordançage simultané de l'émail et de la dentine avec l'acide phosphorique (Hewlett, 2003).

Certains auteurs ont étudié le traitement de la surface de l'émail par micro-abrasion avec des particules d'oxyde d'aluminium (Katora et al., 1981; Goldstein et al., 1995). La technique crée des irrégularités rétentives mais la surface ne ressemble pas à celle obtenue par un agent mordançant conventionnel. En effet, les irrégularités de la surface d'émail traitée par micro-abrasion sont moins prononcées que celles obtenues par le mordantage à l'acide phosphorique (van Waveren Hogervorst et al., 2000). Plusieurs controverses existent et les auteurs ne s'entendent pas sur l'efficacité du lien adhésif obtenu (Maijer et al., 1979; Olsen et al., 1997; Reisner et al., 1997). Ainsi, la force d'adhésion obtenue lorsque la surface est traitée par micro-abrasion est inférieure à celle obtenue si elle avait été traitée par un agent mordançant (Olsen et al., 1997; Reisner et al., 1997; van Waveren Hogervorst et al., 2000). C'est ainsi que certains auteurs ont recommandé de jumeler la micro-abrasion et l'agent mordançant afin d'obtenir une surface d'adhésion adéquate (Brown et al., 1996; Sengun et al., 2006; Chinelatti et al., 2007). Les résultats d'études en dentisterie pédiatrique lors de l'application d'un scellant et en orthodontie lors du collage d'un boîtier orthodontique indiquent une amélioration de la force d'adhésion lorsque la micro-abrasion est jumelée à un agent mordançant, mais celle-ci n'est pas statistiquement significative (Brown et al., 1996; van Waveren Hogervorst et al., 2000). C'est pourquoi l'étalon d'or dans la pratique de tous les jours pour le mordantage de l'émail demeure l'utilisation de l'acide phosphorique seul (Sengun et al., 2006).

2.2.5 Échec de l'adhésion

Lorsqu'il y a perte de l'adhésion, inévitablement, une fracture survient. Cette rupture entre deux matériaux peut se produire à différents endroits (figure 2.6). Elle peut se propager à l'intérieur du joint adhésif ou à l'intérieur de l'adhérant. Cet échec s'appelle la fracture cohésive; elle indique que le cœur du matériau s'est comporté de manière plus faible que l'interface. La fracture peut également survenir à la jonction de l'adhésif et de l'adhérant. C'est ce qu'on appelle la fracture adhésive. Puis, il y a la fracture mixte qui, comme son nom l'indique, présente une fracture se propageant du joint adhésif jusqu'à l'intérieur de l'adhérant (Combe et al., 1999).

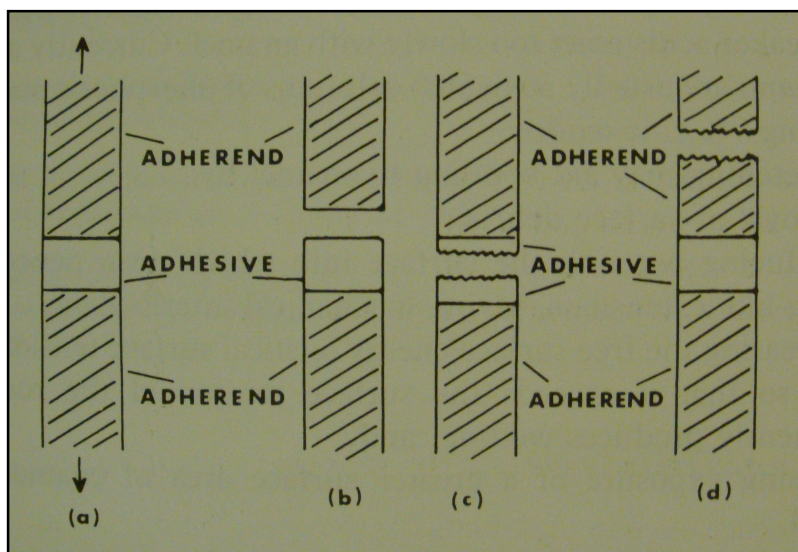


Figure 2.6 : Échec d'adhésion : (a) jonction intacte, (b) échec adhésif, (c) échec cohésif du matériel adhésif et (d) échec cohésif de l'adhérant. Tirée de Combe, Burke et Douglas (1999).

En dentisterie, l'adhésion représente l'un des facteurs les plus importants de la longévité des restaurations adhésives (Toman et al., 2008). Une adhésion inadéquate mène à l'échec d'une restauration de différentes façons. Si la perte d'adhésion est complète, il y aura un décollement total de la restauration. Cependant, si l'adhésion est inadéquate à certains endroits mais que la restauration demeure malgré tout en place, l'infiltration de la salive au niveau de la perte du scellement sera la porte d'entrée des bactéries. Par leurs toxines, les bactéries peuvent être responsables de la sensibilité post-opératoire, de la coloration marginale de la restauration, du développement de la carie et éventuellement du décollement total de la restauration. Une adhésion stable et adéquate des matériaux de restauration à la structure dentaire est donc essentielle au succès clinique. (Torii et al., 2002; Hikita et al., 2007).

2.3 Résines de collage

Dans le passé, la plupart des restaurations prothétiques étaient confectionnées en utilisant une armature de métal. Les dentistes utilisaient un ciment à base de phosphate de zinc pour cimenter ces restaurations sur les dents piliers (Behr et al., 2009; Jivraj et al., 2006). Puis, avec l'apparition des restaurations dites esthétiques confectionnées uniquement de résine composite ou de porcelaine, les ciments conventionnels à base de phosphate de zinc ont dû laisser leur place aux résines de collage. Contrairement aux résines de collage, les ciments conventionnels n'ont pas de pouvoir propre d'adhésion et ils ont toujours reposé sur la forme de rétention et de résistance de la préparation (Jivraj et al., 2006). Les ciments de collage à base de composite ont l'avantage d'offrir une adhésion à la structure dentaire. Les ciments à base de phosphate de zinc contiennent de l'acide phosphorique qui a un potentiel d'irritation pulpaire et sont solubles dans la cavité buccale (Jivraj et al., 2006).

La fonction première de la résine de collage est d'assurer le scellement entre la dent et la restauration. Cela se produit lorsque la résine se lie chimiquement ou biomécaniquement à la structure dentaire (Jivraj et al., 2006). Cette fonction est primordiale afin de minimiser les risques d'infiltration, de carie secondaire, de mauvaise adaptation marginale et enfin, de descellement de la restauration (Jivraj et al., 2006).

Certaines caractéristiques sont recherchées au niveau de la résine de collage. Elle doit pouvoir résister aux forces de mastication et s'appliquer en couche mince. En prosthodontie, lors de la confection d'une couronne unitaire, l'American Dental Association recommande d'utiliser une épaisseur maximale de 25 μm (Jivraj et al., 2006). Le diamètre des particules de remplissage et la viscosité du matériau jouent un rôle important dans l'épaisseur de la résine de collage.

Enfin, la résine de collage idéale doit être radio-opaque et facile à manipuler. La distinction entre la dent, la résine de collage et la restauration doit se faire difficilement afin d'améliorer l'esthétique (Jivraj et al., 2006).

Les manufacturiers ont grandement amélioré les propriétés des résines de collage, tant pour leur capacité de scellement, leur pouvoir adhérent et leur propriétés esthétiques (Jivraj et al., 2006; Pegoraro et al., 2007). De nos jours, les résines de collage sont divisées en deux catégories : les résines utilisant le système de mordantage conventionnel avec l'acide phosphorique et les résines auto-mordançantes (Wang et al., 2007; Behr et al., 2009). La distinction entre les deux catégories est que la résine de collage à mordantage conventionnel requiert, au préalable, l'application d'une résine adhésive suite au mordantage de l'émail avec l'acide phosphorique alors qu'aucun traitement de la dent n'est nécessaire avec la résine de collage auto-mordançante.

2.3.1 Résines de collage avec mordantage à l'acide phosphorique

Les résines de collage utilisant la technique de mordantage conventionnelle sont utilisées depuis longtemps (Soonthornsawad et al., 2004). Cette technique utilise des concentrations élevées d'acide phosphorique (30-40%), puis l'application d'un apprêt et d'une résine adhésive. L'adhésion à la substance dentaire est régie par l'agent mordançant, l'acide phosphorique, qui crée des zones de rétentions micromécaniques afin que l'apprêt et la résine s'y infiltrent et assurent un lien adhésif solide.

Dès leur arrivée sur le marché, la plupart des compagnies recommandaient le mordantage complet à l'acide phosphorique avant d'appliquer les résines de collage (Christensen, 2007). Les praticiens ont suivi les recommandations mais leurs résultats cliniques n'étaient pas satisfaisants car plusieurs patients rapportaient de la

sensibilité dentaire post-opératoire lorsqu'une restauration était cimentée sur une surface dentinaire. Dans l'application de la technique, le mordantage de la surface dentinaire expose les fibres de collagène. Si les tubulis dentinaires ne sont pas scellés adéquatement par la résine de collage, le patient peut rapporter une sensibilité post-opératoire suite à une restauration dentaire (Nakabayashi et al., 1982; Hosoda et al., 1990). Face à ces effets secondaires rencontrés, les manufacturiers ont produit une résine de collage qui incorporait un agent mordançant ainsi qu'un apprêt, ressemblant à un vernis. La technique est devenue plus facile à réaliser. De ce fait, moins de sensibilité post-opératoire fut rapportée (Christensen, 2007). Cette modification au sein de la résine de collage ouvrit la porte aux résines de collage auto-mordançantes.

En ce qui à trait à leur adhésion aux alliages de métaux, les résines de collage à base de composite ont été transformées afin d'offrir une bonne adhésion. Dans les résines de collage, la composante « résineuse » a été modifiée afin de pouvoir former un lien chimique avec l'alliage de métaux. Par exemple, les résines de collage à base de composite de type Panavia (Kuraray) contiennent le MDP (méthacryloyloxydécyle dihydrogène de phosphate). Ainsi, l'incorporation de ces particules facilite l'adhésion avec le métal. Plus particulièrement, le manufacturier rapporte que c'est la couche d'oxyde formée à la surface des alliages de métaux non précieux qui interagit avec les particules de la résine pour former une liaison chimique.

2.3.2 Résines de collage auto-mordançantes

De nos jours, plusieurs compagnies introduisent des résines de collage impliquant une seule étape afin de réduire les manipulations cliniques et le temps opératoire (Nakorncahi et al., 2005). Ces résines combinent ainsi l'agent auto-mordant, constitué d'un monomère acide hydrophile, et la résine de collage. L'efficacité du composé de monomère repose sur son acidité (Moszner et al., 2005). Le monomère acide est également hydrophile, ce qui permet d'agir tel qu'un apprêt, suite au mordantage (Yoshida et al., 2003). La plupart du temps, l'agent auto-mordant utilisé représente des particules de méthacrylate d'acide. Ce monomère peut contenir un groupe acide de phosphate ou de carboxyle. Généralement, le pH du méthacrylate d'acide phosphorique se situe entre 1,5 à 2,5 et il est inférieur à celui obtenu lors d'un groupe de carboxyle. Ces données sont importantes car l'efficacité du patron de mordantage (la déminéralisation) de la surface de la dent dépend de l'acidité du groupe acide du méthacrylate d'acide. Cependant, avec le méthacrylate d'acide, les conditions extrêmement acides ont pour effet de dégrader les composés ester de la molécule de résine de collage tels que : 2-hydroxyéthyle méthacrylate (HEMA), triéthylèneglycole diméthacrylate (TEGMA), méthacryloyloxydécyle dihydrogène phosphate (MDP) ou HEMA-phosphate. Ces composés ester forment les liens adhésifs et leur dissociation entraîne une diminution de la force d'adhésion (figure 2.7) (Moszner et al., 2005).

Afin d'éliminer la dégradation des liens adhésifs de la résine de cimentation causée par un pH acide, certaines résines auto-mordançantes ont le pouvoir d'augmenter leur pH et de se neutraliser. Ce processus de neutralisation transforme la résine en un composé hydrophobe, lui permettant d'être plus stable dans l'environnement buccal. Par exemple, lors de sa polymérisation, la compagnie 3M-ESPE rapporte que la résine RelyXTM Unicem (une résine de collage auto-mordançante) a le pouvoir d'augmenter son pH, vers des valeurs s'approchant de 7, représentant la neutralité.

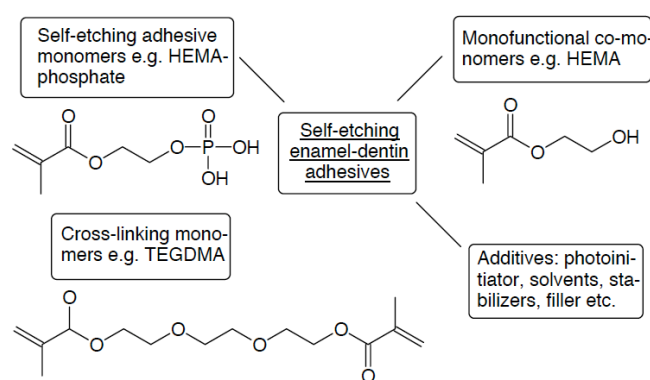


Figure 2.7: Composition des résines de collage auto-mordançantes.

Tirée Moszner et al., 2005.

Les particules de méthacrylate d'acide phosphorique réagissent avec les particules de remplissage de la résine de collage et les cristaux d'hydroxyapatite de l'émail pour former un lien adhésif solide (Hikita et al., 2007). Elles sont ainsi bifonctionnelles. D'une part, elles contiennent un groupe P pouvant interagir avec d'autres monomères de la résine de collage et d'autre part, un groupe adhésif acide ayant la capacité de mordancer la surface de la dent. Enfin, l'agent mordançant contient un groupe R qui influence la solubilité, la flexibilité et la mouillabilité du monomère (figure 2.8). De plus, lorsque les radicaux libres de la résine se polymérisent, une réaction chimique secondaire se produit entre la résine de collage et les cristaux d'hydroxyapatite (Abo-Hamar et al., 2005).

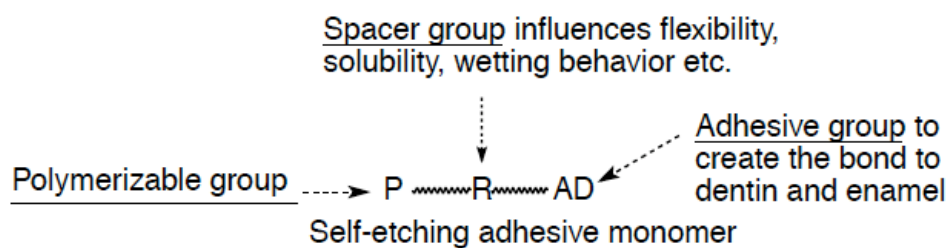


Figure 2.8: Structure du monomère utilisé dans une résine de collage auto-mordançante. Tirée Moszner et al., 2005.

2.3.3 Comparaison des résines de collage

Le RelyX™ Unicem est une résine de collage auto-mordançante utilisée pour le collage des restaurations indirectes de céramique, de métal ou de composite. Le fabricant le proclame pour sa facilité et sa rapidité d'utilisation, son excellent scellement périphérique, la réduction de la sensibilité post-opératoire et sa force d'adhésion sur la surface dentinaire (Rosenritt et al. 2002). Cependant, peu d'études cliniques soutiennent son utilisation pour le collage à une surface d'émail (Behr et al., 2009).

Une étude a rapporté que la résine de collage RelyX™ Unicem n'interagit qu'en superficie de la couche de l'émail (Hikita et al., 2007). Les résultats démontraient que la force d'adhésion était de 19,6 MPa lorsque la résine auto-mordançante seule était appliquée, tandis que les valeurs augmentaient à 23,5 MPa lorsque la surface d'émail était préalablement mordancée par un agent mordançant. Les auteurs rapportent que les microrétentions créées par l'action auto-mordançante de la résine seule sont insuffisantes ce qui expliquerait la faiblesse de l'adhésion rapportée. De ce fait, ils recommandent un mordantage préalable de l'émail pour augmenter les microrétentions et du fait même améliorer considérablement les forces d'adhésion (Hara et al., 1999).

Il est important de comprendre que le patron de mordantage (la topographie de la surface mordancée) de l'émail est différent entre les deux systèmes adhésifs. Les irrégularités de la surface de l'émail sont beaucoup moins définies lorsque le système auto-mordançant est utilisé. Cependant, Perdigao et al., (1997) n'ont démontré aucune corrélation entre les différents patrons de mordantage et les forces d'adhésion des deux systèmes de résine (Clearfil Liner Bond 2 et le Clearfil Liner 2) en mordançant la surface d'émail au préalable). La différence des irrégularités de surface produites par le mordantage est visible au microscope mais ne semble pas avoir

d'impact clinique évident lorsqu'on compare les valeurs de force adhésive obtenues (Perdigao et al., 1997).

Dans les résines de collage utilisant un système de mordantage conventionnel, la résine Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit est spécifiquement recommandée pour la cimentation des ponts papillon. La compagnie Kuraray America soutient qu'elle est supérieure à son prédécesseur : la résine de collage Panavia. En raison de son lancement récent, peu d'études comparant les propriétés du Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit ont été publiées au moment de notre expérimentation.

2.4 Alliages de métaux

Depuis plus d'un siècle en dentisterie, les alliages métalliques sont couramment utilisés pour la confection de nombreux types de restaurations. Incrustations métalliques, couronnes complètes ou partielles métalliques, couronnes et ponts céramo-métalliques, armatures de prothèses partielles amovibles, structures de prothèses implanto-portées en sont les exemples les plus communs. Chacune des différentes applications requiert des spécifications et des exigences qui leur sont propres. Pour cette raison, on a recours à une grande variété d'alliages qui vont d'un contenu très élevé en métaux précieux jusqu'aux alliages constitués entièrement de métaux non précieux. Les métaux nobles qui entrent dans la composition des alliages sont principalement l'or, le palladium et le platine. Les métaux non précieux sont principalement le chrome, le nickel, le cobalt, le titane, le cuivre.

2.4.1 Classification

Il existe plusieurs systèmes de classification des alliages. Les plus utilisés sont entre autres la classification selon la dureté et la classification selon le contenu de l'alliage.

Classification des alliages selon la dureté : Les alliages sont divisés en quatre niveaux de dureté allant de faible à très élevée.

- *Type I (alliage de faible dureté)* : Indiqué pour les incrustations métalliques de petite taille supportant des forces minimales.
- *Type II (alliage de dureté moyenne)* : Indiqué pour les restaurations supportant des forces modérées (incrustations métalliques, couronnes métalliques, ponts métalliques de courte travée).
- *Type III (alliage de dureté élevée)* : Indiqué pour les restaurations supportant des forces plus élevées durant la mastication ou devant être couvertes de porcelaine (couronnes métalliques ou céramo-métalliques, ponts céramo-métallique avec travée de longueur modérée).
- *Type IV (alliage de dureté très élevée)* : Indiqué pour les restaurations supportant des contraintes très élevées ou des restaurations nécessitant une grande rigidité (ponts céramo-métalliques de longue travée, prothèses partielles fixées implanto-portées).

Classification des alliages selon le contenu: Selon l'ADA (American Dental Association), l'alliage est classifié de très noble à non précieux selon son contenu en métaux nobles. Ainsi un alliage contenant plus de 60% de métaux nobles, dont 40% en or, est classé « très noble ». Un alliage contenant plus de 25% de métaux nobles est classé « noble ». Si on retrouve moins de 25% de métaux nobles, l'alliage est classé non précieux (Tableau I) (ADA Council on Scientific Affairs, 2003; Dhuru, 2004).

Teneur (%) en métaux nobles	Classification de l'alliage
Plus de 60%	Très noble (précieux)
25% à 60%	Noble (semi-précieux)
Moins de 25%	Métaux de base (non précieux)

Tableau I : Classification des alliages selon le contenu. Tiré de Dhuru (2004)

2.4.2 Composition des différents alliages

Les alliages peuvent être constitués de métaux précieux, de métaux semi-précieux et de métaux non précieux. Les alliages semi-précieux et non précieux seront décrits puisqu'ils représentent les deux matériaux utilisés dans la présente étude.

Alliages semi-précieux

Le palladium, constituant important des alliages semi-précieux, fut introduit vers la fin des années 1970 en raison de ses propriétés similaires au platine ou à l'or tout en offrant l'avantage d'être beaucoup moins coûteux que ces derniers (Rushforth, 2004). Les différents métaux constituant les alliages à base de palladium sont multiples : l'argent, le cuivre-gallium, le cobalt et l'argent-gallium (Dhuru, 2004).

Alliages non précieux

Dans les alliages non précieux, la combinaison du nickel et du chrome représente l'agencement le plus populaire. La plupart des restaurations céramo-métalliques faites à partir d'alliages non précieux sont constituées de 65% à 80% de nickel, de 15% à 35% de chrome et de 5% à 10% de molybdène (Dhuru, 2004). D'autres formulations contiennent des proportions importantes de cobalt (jusqu'à 65%) et de chrome (jusqu'à 25 %).

2.4.3 Propriétés physiques des alliages

La *masse volumique* se définit par la quantité de matière par unité de volume. La masse volumique influence la facilité de la coulée de l'alliage et le coût de l'armature. Plus la masse volumique est élevée, plus la structure est coûteuse à volume égal.

Dépendamment du choix des alliages, un pont papillon fabriqué avec un alliage non précieux pourrait être jusqu'à deux fois plus léger qu'un autre confectionné avec un alliage précieux (Dhuru, 2004). Ceci s'explique par une masse volumique plus élevée des alliages précieux comparativement aux alliages non précieux (Tableau II et III).

Alliages précieux	Masse Volumique (g/cm ³)
Or jaune	18,2
Or blanc (palladium)	12,5
Blanc (palladium + argent)	10,7

*Tableau II : Caractéristiques des alliages précieux.
Tiré de Prévost et al. (1985).*

Alliages non précieux	Masse Volumique (g/cm ³)
Non précieux	8

*Tableau III: Caractéristiques des alliages non précieux.
Tiré de Prévost et al. (1985).*

Non seulement l'alliage non précieux est beaucoup moins cher pour un même poids mais, en plus, il est beaucoup plus léger pour un même volume. Ceci fait en sorte que son coût est pratiquement nul par rapport aux alliages précieux ou semi-précieux. Ainsi, pour un même volume, le pont papillon confectionné à partir de métaux non précieux sera plus rigide. Cliniquement, cette caractéristique est importante pour la confection du pont papillon car l'armature se doit de résister aux différentes forces de mastication.

Le *module d'élasticité* mesure la rigidité d'un matériel sous sa limite élastique. L'alliage ayant les propriétés idéales pour la confection du pont papillon doit avoir un modulus d'élasticité élevé.

La limite élastique est la force nécessaire pour atteindre la limite entre une simple déformation élastique et une déformation plastique définitive. Une déformation élastique permet à l'alliage de reprendre sa forme originale, suite à l'arrêt d'une force exercée. Une déformation plastique est définitive même suite à l'arrêt d'une force ou d'une pression.

Le module d'élasticité constitue une propriété fondamentale pour le pont papillon qui se doit d'assurer une rigidité optimale. Toute déformation peut introduire une faiblesse à la jonction entre le métal et la résine de collage, ou engendrer des fractures de la porcelaine. La rigidité de l'armature dicte également son épaisseur.

La rigidité des alliages précieux (86 200 à 98 000 MPa) est moins élevée comparativement aux alliages non précieux (179 999 à 218 000 MPa). Ainsi l'avantage d'utiliser un alliage non précieux permet d'obtenir une armature plus mince et fine tout en demeurant rigide. Ceci constitue un facteur très important dans l'application clinique et la confection du pont papillon puisque dans bien des cas, l'espace interocclusal disponible est très restreint. La préparation de la dent se doit d'être conservatrice et minimale afin de permettre une adhésion optimale du pont papillon à la surface d'émail.

Enfin, chaque dixième de millimètre sauvé a son importance et ceci mène à l'utilisation de l'armature de métal la plus fine. Un autre aspect qui revêt une certaine importance est l'esthétique. Ainsi, plus l'armature est fine, moins elle est visible et mieux la porcelaine peut camoufler l'alliage au niveau du pontique. Tous ces paramètres se fusionnent afin de permettre à la structure de manifester des propriétés physiques et esthétiques optimales à un coût réduit comparées à d'autres alliages.

2.4.4 Utilisation du béryllium

Certains alliages peuvent contenir jusqu'à 2% de béryllium. Ce métal améliore la résistance de l'alliage à l'usure et à la fatigue. L'addition de béryllium facilite la coulée de l'armature de métal. Enfin, le béryllium diminue la résistance à la corrosion de l'alliage, facilitant ainsi le processus de mordantage du pont papillon (Cheng et al., 1990; Perreault, 2005). En diminuant sa résistance à la corrosion, l'alliage devient plus facilement attaqué par le mordantage, ce qui crée des irrégularités de surface servant à la rétention de la résine de collage sur les ailettes de rétention.

Malgré les avantages observés suite à l'incorporation du béryllium, ce métal a été associé à des réactions allergiques chez certains patients. De plus, chez les techniciens dentaires le manipulant, l'inhalation des poussières de béryllium s'est avérée néfaste et toxique (Fireman et al., 2006). Ainsi, suite à l'exposition aux poussières de béryllium, une maladie pulmonaire appelée béryllose peut se développer rapidement (Perreault, 2005). D'autres atteintes telles que la pneumopathie d'hypersensibilité, la pneumoconiose, l'asthme et le cancer bronchopulmonaire peuvent également se manifester (American Dental Association council. 2003; Thorette et al., 2006;). L'American Dental Association (ADA) a donc recommandé aux techniciens de laboratoire d'utiliser des alliages ne contenant pas de béryllium lorsqu'il était possible de le faire.

Une étude *in vitro* a comparé la force d'adhésion entre les métaux non précieux et semi-précieux et la résine de collage avec mordantage conventionnel Panavia-Ex. Indépendamment du type de traitement de la surface de métal, les alliages à base de nickel-chrome ou de nickel-chrome-béryllium offraient une force d'adhésion supérieure comparée aux autres alliages utilisés, tel que ceux contenant de l'or (Prévost et al., 1985; Rubo et al., 1995).

2.4.5 Évolution des matériaux dans la confection du pont papillon

Les ponts papillon étaient au départ fabriqués avec des alliages précieux (Prévost et al., 1985). Durant les années 1960, le prix de l'or n'ayant cessé de grimper, le monde dentaire n'a eu le choix que de s'ajuster à cette réalité en développant de nouvelles alternatives. L'utilisation des métaux non précieux, limitée jusqu'alors à la confection de la prothèse partielle amovible, fut étendue à la confection des restaurations céramo-métallique et des ponts papillon (Bezzon et al., 2001). L'excellence des propriétés mécaniques ainsi que le coût relativement faible de ces alliages leur ont conféré une grande popularité (Prévost et al., 1985).

Les métaux précieux demeurent toujours un matériau de choix en raison de leur grande biocompatibilité, de leur résistance à la détérioration dans le milieu buccal, de leur facilité de manipulation et de leur compatibilité avec la porcelaine. Cependant, en raison de la difficulté de mordancer les alliages précieux, un système de rétention macromécanique est souhaitable afin d'offrir une liaison optimale entre la dent et la structure métallique (Prévost et al., 1985). Différents traitements de la surface de métal ont été expérimentés afin d'améliorer les forces d'adhésion en augmentant les irrégularités de surface. Nommons le placage d'ions d'étain, l'application de particules de silicate, l'application ionique et l'application d'un liquide combinant le gallium et l'étain (Antoniadou et al., 2000). Mais avant d'appliquer ces procédés, les alliages précieux sont traités par micro-abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium afin d'augmenter leur surface d'adhésion disponible et leur rétention à la résine de collage (Ohno et al., 2004).

Pour les métaux non précieux, leur adhésion s'effectue par l'utilisation de monomères favorisant le lien adhésif, ou de silicates (Gates et al., 1993) et par mordantage à l'acide sulfurique (Tanaka et al., 1979; Chow et al., 2002). Seuls les alliages non précieux répondent adéquatement à ce traitement.

Les alliages non précieux sont également plus réactifs que les métaux précieux. Ils ont la capacité de former une couche d'oxyde permettant l'obtention d'une adhésion chimique (Verzijden et al., 1992; Sen et al., 2000; Abreu et al., 2009). Une adhésion micromécanique est également possible grâce aux irrégularités qui se produisent sur la surface oxydée.

2.4.6 Traitements de surface des alliages de métaux

Plusieurs traitements de surface de l'armature métallique ont été proposés afin de maximiser la surface d'adhérence entre l'alliage et la résine de collage.

Le pont de type Rochette est probablement l'exemple le plus flagrant de l'utilisation de rétentions macromécaniques. Sa rétention était obtenue par de multiples perforations d'environ 1 millimètre de diamètre dans les ailettes métalliques appuyées aux dents piliers, assurant une rétention macromécanique avec la résine de collage qui engageait les perforations et agissait un peu comme des rivets. Avec ce système de perforations multiples, une fragilisation de la structure de métallique a été rapportée en raison des nombreuses ouvertures créées (Prévost et al., 1985; Wyatt, 2007).

Les ponts papillon de type Maryland présentent des irrégularités de surface créées par le traitement à l'acide (solution d'acide nitrique/solution d'acide hypochlorique) des ailettes métalliques. Cette technique de mordantage produit des rugosités de surface qui n'affectent pas l'intégrité de l'armature de métal. Les irrégularités créées par le mordantage permettent une meilleure rétention en augmentant la surface d'adhésion, améliorant ainsi l'aspect micromécanique de l'adhésion entre la résine de collage et l'armature de métal (Prévost et al., 1985; Wyatt, 2007).

Cependant, malgré les résultats satisfaisants, le mordantage demeure une technique délicate. Un mordantage excessif produit un aplanissement de la surface et peut mener à une contamination de la surface, réduisant la force d'adhésion (Imbery et al., 1992). En raison de son imprévisibilité et de son application limitée à certains types d'alliages non précieux, l'intérêt des chercheurs s'est penché vers le développement de nouvelles alternatives dans le but de créer une surface métallique capable de retenir la résine de collage. Ainsi, la micro-abrasion par particules d'oxyde d'aluminium, l'électrocorrosion, le placage de particules d'ions d'étain et l'application des apprêts métalliques ont été des techniques employées (Imbery et al., 1992).

2.4.6.1 Micro-abrasion avec particules d'oxyde d'aluminium

La micro-abrasion est une technique simple et communément utilisée. Elle est peu coûteuse, améliore la mouillabilité et abaisse la tension de surface de la résine de collage en éliminant les débris de surface (Verzijden et al., 2009). Elle peut s'appliquer tant sur les alliages de métaux précieux que non précieux (O'Connor et al., 1990). La rétention de la résine de collage s'effectue par un principe d'attachement micromécanique (Parsa et al., 2003; Verzijden et al., 2009).

La technique consiste à exposer la surface métallique à un jet de particules d'oxyde d'aluminium. Les rugosités de surface créées augmentent l'attachement micromécanique de la résine de collage. Une attention particulière doit être apportée aux effets indésirables qui peuvent accompagner cette technique. En effet, les irrégularités peuvent agir comme obstacle physique et réduire ainsi la mouillabilité de la surface ou du matériau. De plus, des bulles d'air peuvent demeurer à l'interface entre la résine de collage et la surface traitée. Celles-ci peuvent non seulement induire une diminution de la surface d'adhésion, mais aussi interférer avec la polymérisation du ciment adhésif. Par conséquent, la force d'adhésion pourrait être altérée de façon négative (Rubo et al., 1995).

La technique peut s'appliquer en utilisant des particules d'oxyde d'aluminium de différentes grosseurs. Cependant, afin d'obtenir des rugosités définies au lieu d'une surface aplanie, il est préférable d'utiliser des grains de petite taille. Une étude a rapporté une force d'adhésion inférieure en utilisant l'oxyde d'aluminium ayant un grain de 250 μm contrairement à de plus petites particules mesurant 50 μm (Musil et al., 1984; O'Connor et al., 1990).

2.4.6.2 Électrodéposition et placage d'ions d'étain

Le placage d'ions d'étain représente une technique impliquant une adhésion chimique et mécanique. Cette technique n'est cependant employée qu'avec les alliages de métaux semi-précieux et précieux, étant donné leur faible capacité à former une pellicule d'oxyde en surface comparativement aux alliages non précieux (Abreu et al., 2007). Ainsi, suite à un traitement de micro-abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium, une couche d'ions d'étain est déposée sur la surface de l'alliage, qui augmente la force d'adhésion aux résines de collage. Le placage aux particules d'ions d'étain résulte de la précipitation des cristaux d'étain sur la surface du métal, augmentant les irrégularités de surface. De plus, les particules d'ions d'étain oxydées formeraient des liaisons chimiques avec les atomes de l'alliage de métal, favorisant une adhésion supérieure (DeGrange et al., 1997). Malgré le fait que beaucoup de recherches furent effectuées en comparant cette technique aux autres, le placage d'ions d'étain représente une technique sensible qui nécessite un équipement spécialisé. Pour cette raison, elle ne représente pas une méthode de travail couramment utilisée (Abreu et al., 2009).

En revanche, plusieurs études ont démontré que la force d'adhésion aux métaux précieux traités préalablement par placage d'ions d'étain était supérieure aux autres alliages non traités par placage à l'étain, en utilisant une résine de collage composée de phosphate-méthacrylate (PMR) (Imbery et al., 1992; Gates et al., 1993; Lynde et al., 1996).

2.4.6.3 Mordançage à l'acide sulfurique

Des chercheurs recommandent l'utilisation du mordançage à l'acide sulfurique des alliages de métaux non précieux afin d'améliorer leurs propriétés adhésives avec les résines de collage (Tanaka et al., 1979; Chow et al. 2002).

D'un point de vue structurel, toute pièce métallique est constituée d'un réseau tridimensionnel de cristaux. Cette structure cristalline se retrouve tant dans la masse de la structure qu'à sa surface. Ces cristaux, également appelés grains, sont séparés par une mince pellicule appelée le joint de grain. Cette substance, « intergranulaire », contient une configuration atomique désordonnée contrairement à celle contenue dans les cristaux (Prévost et al., 1985).

Pour étudier la configuration structurelle d'une pièce métallique au niveau microscopique, il est essentiel de dissoudre le joint du grain afin que la portion cristalline devienne apparente et facile à étudier. Ce procédé chimique permet donc de créer des irrégularités de surface et des organes de rétention dont on tire profit pour obtenir une rétention micro-mécanique entre la résine de collage et la surface de métal (Prévost et al., 1985).

On peut retrouver toutefois les mêmes difficultés que celles rencontrées avec la technique de micro-abrasion, c'est-à-dire la diminution de la mouillabilité (une plus grande difficulté à la résine de collage de pénétrer toutes les microrétentions laissées par le mordançage) et l'inclusion de bulles d'air dans la résine de collage (polymérisation incomplète de la résine de collage causée par la présence d'oxygène) (Rubo et al., 1995). Cette technique coûteuse nécessite l'utilisation d'un gel d'acide et d'une solution neutralisante spécialisés (Verzijden et al., 1992).

2.4.6.4 Application d'un apprêt métallique

L'adhésion des résines de collage aux alliages de métal s'est également améliorée suite au développement de certains apprêts métalliques. Deux composants sont impliqués dans la liaison entre la résine et la surface métallique. Le premier, le VBATDT (6-(4-vinylbenzyle-n-propyle) amino-1, 3, 5-triazine-2, 4- dithione), crée une adhésion chimique aux métaux précieux ou semi-précieux (Yoshida et al., 1993). Le deuxième, le MDP (10-méthacryloyloxydécyle dihydrogène phosphate) contient un monomère d'acide phosphorique permettant un lien adhésif chimique entre le ciment et le métal non précieux en interagissant avec la couche d'oxyde à la surface de ce métal non précieux (Yoshida et al., 1999; Taira et al., 2000).

Une étude a comparé les forces d'adhésion des alliages de métaux non précieux en utilisant différents apprêts métalliques et une résine de collage auto-polymérisable, le méthyle méthacrylate poly méthyle méthacrylate (MMA-PMMA). Les monomères actifs contenus dans les apprêts métalliques ont une affinité avec les particules d'oxyde de chrome augmentant ainsi les forces d'adhésion à la jonction métal-résine (DeGrange et al., 1997).

Dans une autre recherche, les auteurs ont combiné les deux composés de l'apprêt métallique (VBATDT et MDP) appliqués sur deux alliages précieux différents. Les résultats indiquent une meilleure adhésion lors de la combinaison des deux agents (Antoniadou et al., 2000).

L'application d'un apprêt métallique augmente la force d'adhésion comparativement à la micro-abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium, et ce, tant pour les alliages de métaux précieux que non précieux. La réaction chimique survenant entre la surface de métal et les composés de l'apprêt métallique augmente favorablement l'adhésion de la résine de collage aux alliages semi-précieux et non précieux (Abreu et al., 2009). Aucune différence ne peut être remarquée entre les deux types de métaux. De plus, il n'y a aucune étude qui indique la présence d'une réaction chimique entre les particules de l'apprêt métallique et la surface de l'alliage.

Néanmoins, une étude a comparé différents traitements de surface pour un même alliage de métaux précieux. On a observé des forces adhésives significativement plus faibles avec l'utilisation d'un apprêt métallique qu'avec l'électrodéposition et le placage à l'étain. Cette dernière technique procurait la meilleure adhésion entre l'émail et la résine de collage (phosphate-méthacrylate, Panavia F, Kuraray Co, Ltd) (Parsa et al., 2003).

D'autres études ont remarqué une amélioration significative des forces d'adhésion sur les métaux précieux et non précieux lors de l'utilisation d'un apprêt métallique (Yoshida et al., 1999). Cependant, une seule étude a démontré une diminution de la force d'adhésion en utilisant un apprêt métallique sur un alliage précieux (Parsa et al., 2003). Les différences entre les études peuvent s'expliquer par les alliages utilisés qui peuvent différer en composition, l'affinité des métaux aux traitements de surface et les résines de collage utilisées (Abreu et al., 2009).

2.4.6.5 Performance des alliages non précieux vs semi-précieux

De nos jours, la confection des armatures de ponts papillon se fait avec des alliages de métaux semi-précieux et non précieux. La recherche d'Abreu et al., (2009) faite sur les alliages de métaux précieux, semi-précieux et non précieux rapporte une surface traitée par micro-abrasion plus irrégulière pour les alliages précieux et semi-précieux que pour les non précieux. Ceci s'explique par le fait que les alliages de métaux précieux et semi-précieux sont plus mous que les non précieux et de ce fait, la micro-abrasion produit des irrégularités de surface plus facilement sur une surface molle (alliage de métaux précieux) que sur une surface dure (alliage de métaux non précieux).

Les mêmes conclusions s'appliquent suite à l'utilisation d'un apprêt métallique : les métaux doivent préalablement recevoir une micro-abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium. Les irrégularités de surface sont plus prononcées sur les alliages de métaux précieux comparativement à celles produites sur les alliages de métaux non précieux.

L'avantage d'une surface d'alliage de métaux la plus irrégulière possible est la facilité de l'écoulement de l'apprêt métallique (Abreu et al., 2009). De façon assez surprenante, malgré les différentes surfaces obtenues pour les deux types d'alliages de métaux (précieux et semi-précieux) par la technique de micro-abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium, aucune différence statistiquement significative ne fut notée entre les deux types d'alliages (Abreu et al., 2009). D'autres études ont rapporté une force d'adhésion supérieure pour les alliages de métaux dont la noblesse diminuait. Ainsi, plus un alliage est composé de métaux non précieux, meilleure est la force d'adhésion. Le phénomène s'expliquerait par la formation d'oxyde en surface

qui aurait une affinité chimique avec les résines de collage. À l'inverse, plus l'alliage contient des composés précieux, plus la pellicule d'oxyde est mince et moins elle interagit chimiquement avec les résines de collage (Sen et al., 2000).

2.5 Thermocyclage

Le thermocyclage permet de soumettre les échantillons à des variations cycliques de température afin de reproduire les changements de température dans la bouche. Ces changements thermiques cycliques sont entre autres impliqués dans le phénomène de vieillissement des matériaux dentaires. Ce procédé permet donc de soumettre les échantillons à un stress thermique répété pour vérifier les propriétés inhérentes des matériaux tout en simulant un certain vieillissement (Crim et al., 1985).

L'appareil utilisé pour effectuer cette tâche est un thermocycleur. Plusieurs avantages sont reliés à son usage : il est simple et rapide d'utilisation, les expériences sont facilement reproduites et les coûts d'opération minimales.

Il existe plusieurs protocoles de thermocyclage dans la littérature dentaire. Beaucoup de variations existent en ce qui a trait aux températures utilisées, au nombre de cycles effectués, au temps d'immersion et au nombre de bains. Gale et Darvell (1999) ont effectué une revue extensive sur le thermocyclage et ont conclu qu'un protocole standardisé est nécessaire pour permettre la comparaison entre les études. À la lumière de leurs résultats, ils recommandent d'appliquer le régime suivant : 35°C pour 28 secondes, 15°C pour 2 secondes, 35°C pour 28 secondes et 45°C pour 2 secondes. Une standardisation de ce protocole uniformise les traitements auxquels les échantillons sont soumis et facilite les échanges et les discussions.

2.6 Tests pour évaluer les forces d'adhésion

Les forces impliquées dans le processus de mastication sont complexes : elles varient entre autres en magnitude et en direction. En médecine dentaire, les recherches sur l'adhésion des matériaux emploient plusieurs tests de force pour déterminer les propriétés physiques d'un produit et pour évaluer la résistance d'une liaison (Albers, 2002).

Bien qu'il soit impossible de reproduire avec précision les différentes forces impliquées *in vivo*, les principaux tests de laboratoire appliqués pour évaluer les forces d'adhésion entre deux matériaux sont la tension et le cisaillement. En dentisterie, ces tests représentent les méthodes les plus communes car ils sont facilement reproductibles.

Les tests de cisaillement mesurent la force maximale qu'un matériau peut supporter avant de fracturer. La force est appliquée dans le même plan que la surface du ciment (Albers, 2002) (Figure 2.6).

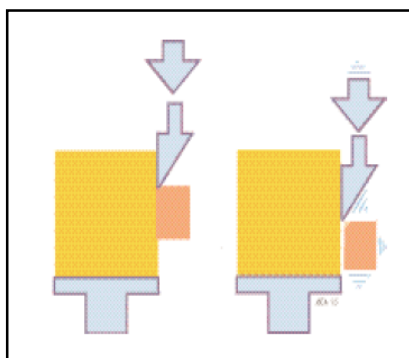


Figure 2.9 : Force de cisaillement.

Tirée de Albers, (2002).

Les tests de tension mesurent également la force maximale qu'un matériau peut supporter avant de fracturer. Cependant, la force est appliquée perpendiculairement à la surface du ciment (Albers, 2002) (Figure 2.10).

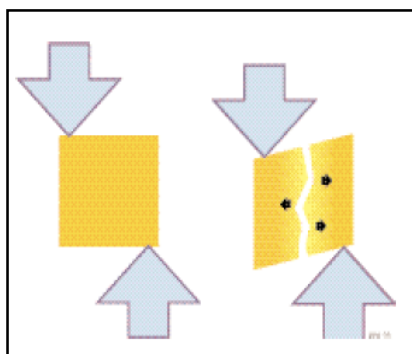


Figure 2.10: Force de tension.

Tirée de Albers (2002).

2.7 Longévité des ponts papillon et causes d'échecs

Le pont papillon a longtemps eu la mauvaise réputation auprès des praticiens d'être une restauration de courte durée. Cette réputation s'explique par le manque d'enseignement et d'éducation appropriée de la technique (Donovan et., 1999). Lors de son apparition dans les années 1970, Creugers et al. rapportent en 1992 dans la revue de littérature que le taux de survie du pont papillon était de 28% sur une période de 7,5 années. Afin d'améliorer la forme de résistance et de rétention, Livaditis a recommandé la préparation des dents adjacentes recevant le pont papillon (Livaditis et al., 1980). Ainsi, il proposa la taille de guides parallèles à l'interproximal et sur la surface linguale des dents et d'appuis sur la surface occlusale.

Quelques années plus tard, la survie des ponts papillon augmenta suite au traitement de corrosion électrolytique des alliages non précieux servant à la confection de l'armature de métal. Une étude a rapporté un taux de survie de 64% après 7,4 années (Creugers et al., 1992).

Notons que de 1980 à 1990, plusieurs avancées réalisées dans les traitements des alliages de métaux et des résines de collage ont eu l'effet d'augmenter la survie des ponts papillon (Wyatt et al., 2007). Une méta-analyse a revu 60 articles portant sur le taux de réussite des ponts papillon. Elle rapporte un taux de survie de 74% pendant une période de 4 ans lorsque 1598 ponts papillon furent étudiés. Et le même taux de survie pendant une période de 15 ans avec 4118 ponts papillon (Creugers et al., 1994).

Une revue de la littérature relève l'incidence de complications en prosthodontie fixe (Goodacre et al., 2003). En analysant les résultats obtenus pour le pont papillon, 1823 des 7029 ponts papillon à l'étude ont eu des complications. Le taux de décimentation pendant les deux premières années était de 10%. Après 2 à 5 années,

ce chiffre augmentait à 20%. Au-delà de 5 ans, le taux s'élevait à 24% (Goodacre et al., 2003).

Certains facteurs sont associés à l'échec de la restauration. Par exemple, la mobilité des dents piliers atteintes de désordres parodontaux peut affecter le succès du pont papillon (Zalkind et al., 2003). Une autre cause d'échec des ponts papillon repose sur leur adhésion à la dent. C'est pour cette raison que la préparation des dents piliers adjacentes a été suggérée, afin d'augmenter la rétention et la résistance par la taille de points d'appuis et de plans guides. Djemal et al. (1999) mentionnaient que la plus grande cause d'échec des ponts papillon se situe au joint d'adhésion entre la résine de collage et l'alliage. Il importe donc d'accorder une grande importance aux résines de collage car elles possèdent un rôle primordial dans le succès et la longévité des ponts papillon (Audenino, et al., 2006).

CHAPITRE TROISIÈME

OBJECTIFS DE L'ÉTUDE

3. Objectifs de l'étude

3.1 Le but de l'étude

Cette étude *in vitro* a pour but d'évaluer la force d'adhésion de deux types de résines de collage à trois adhérents différents: une surface d'émail, une surface métallique composée d'un alliage de métaux non précieux et une surface métallique composée d'un alliage de métaux semi-précieux. L'une des résines est auto-mordançante alors que l'autre est basée sur le principe d'adhésion à l'aide du mordantage conventionnel avec l'acide phosphorique. L'étude se divise donc en deux parties:

La première partie étudie la force d'adhésion entre l'émail et les deux types de résines de collage.

La deuxième partie étudie la force d'adhésion entre les deux types de résines de collage et les deux types d'alliages de métaux. De plus, trois traitements différents de surface pour chacun des deux types d'alliages de métaux seront testés. Cela permettra de déterminer la meilleure combinaison entre la résine et le traitement de surface des alliages métalliques pour la fabrication et le collage des ponts papillon.

3.2 Objectifs

1. Comparer la force d'adhésion (jonction émail-résine) entre les deux types de résines de collage appliquées sur l'émail.
2. Comparer la force d'adhésion (jonction métal-résine) entre les deux types de résines de collage appliquées sur deux types d'alliages de métaux différents.
3. Pour les deux types d'alliages de métaux, déterminer le traitement de la surface métallique qui permet d'obtenir une force d'adhésion supérieure et ce, en regardant pour chacune des deux résines de collage utilisées.

3.3 Hypothèses nulles

Les résultats de la présente étude devraient permettre de confirmer ou d'infirmer les hypothèses nulles suivantes :

- a) La force d'adhésion à une surface d'émail ne sera pas influencée par le type de résine de collage utilisée.
- b) La force d'adhésion à une surface métallique ne sera pas influencée par le type de résine de collage utilisée.
- c) La force d'adhésion à une surface métallique ne sera pas influencée par les différents traitements de cette surface et ce, pour chacune des résines de collage testées.

CHAPITRE QUATRIÈME

TECHNIQUES EXPÉRIMENTALES

4. TECHNIQUES EXPÉRIMENTALES

Afin de contrôler avec la plus grande précision possible chaque étape des manipulations, celles-ci ont été divisées en deux parties dont chacune est présentée de façon indépendante.

4.1 Forces d'adhésion obtenues entre deux types de résines de collage et l'émail.

4.2 Forces d'adhésion obtenues entre deux types de résines de collage et deux types d'alliages métalliques ayant subi différents traitements de surface.

4.1 Forces d'adhésion obtenues entre deux types de résines de collage et l'émail

4.1.1 Matériaux et produits utilisés

Le tableau IV présente les matériaux utilisés, leur fabricant et leur numéro de série respectif.

Tableau IV : Matériaux, fabricants et numéros de série.

Matériaux	Fabricants	Numéros de série
RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement	3M ESPE (St. Paul, MN)	70201123448
Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit	Kuraray America, Inc. (Houston, TX)	Z2521KAR-02
Résine acrylique orthodontique Instant Tray Mix	Lang Dental MFG. CO., Inc. (Wheeling, IL)	181206AG/01HB (poudre) 184206/01AB (liquide)

A. Résine de collage auto-mordançante RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement

La résine de collage auto-mordançante RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement (3M ESPE, St. Paul, MN) a été choisie en raison de sa popularité croissante auprès des dentistes pour le collage des ponts papillon. D'autre part, nous voulions comparer les forces adhésives obtenues avec cette résine de collage auto-mordançante sur une surface métallique à celles obtenues avec une résine de collage à mordantage conventionnel (figure 4.1).

Le système livre une quantité égale de deux pâtes : une base et un catalyseur. Elles doivent être malaxées pendant 20 secondes sur un bloc de papier ciré. La résine est rapidement chargée dans une seringue à injection AccuDose Needle Tubes™ de jauge 20 (C-R® Tubes & Plugs Centrix incorporated, Hofheim, Allemagne) et insérée dans un fusil à composite permettant ainsi l'application de la résine à l'endroit désiré. Une fois appliquée, la résine est photo-polymérisée pendant 20 secondes avec une lampe à polymériser halogène (Caulk).

L'utilisation de cette résine de collage permet de retrancher les étapes du mordantage à l'acide phosphorique et d'appliquer une résine adhésive sur la surface de la dent. La suppression de ces deux étapes simplifie les manipulations cliniques et réduit le temps opératoire.



Figure 4.1 : Résine de collage auto-mordançante RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement (3M ESPE, St-Paul, MN).

Le tableau V présente les matériaux constituant de la résine de collage auto-mordançante RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement (3M ESPE, St-Paul, MN).

Tableau V : Composition de la résine de collage auto-mordançante RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement (3M ESPE, St-Paul, MN).

Matériel	Composition des pâtes
RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement (3M ESPE)	Base (blanc) <ul style="list-style-type: none"> • <i>Monomères de méthacrylate contenant des molécules d'acide phosphorique</i> • <i>Monomères de méthacrylate</i> • <i>Particules de remplissage de silane</i> • <i>Composés d'initiation</i> • <i>Composés de stabilisation</i>
	Catalyseur (jaune) <ul style="list-style-type: none"> • <i>Monomères de méthacrylate</i> • <i>Particules de remplissage alcalines</i> • <i>Particules de remplissage de silane</i> • <i>Composés d'initiation</i> • <i>Composés de stabilisation</i> • <i>Pigments</i>

B. Résine de collage à mordantage conventionnel Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit

La résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (Kuraray America, Inc., Houston, TX) (figure 4.2) a pour sa part été choisie comme résine de collage à mordantage conventionnel car elle est spécifiquement recommandée pour le collage des ponts papillon. Elle peut utiliser deux modes de polymérisation: la photo-polymérisation et l'auto-polymérisation ou la polymérisation chimique. Cette résine de collage existe en cinq teintes dont le choix se fait selon le type de restauration et la teinte finale désirée. Les teintes disponibles sont : universel, foncé, translucide, opaque et blanc. Pour le collage des ponts papillon, le fabricant recommande l'utilisation de la teinte opaque ou blanche. Dans la présente étude, la teinte blanche fut utilisée.

L'ensemble inclut un agent mordant, une résine adhésive ainsi qu'un apprêt métallique. La résine de collage est constituée de deux pâtes, une base et un catalyseur, contenues dans une seringue à double corps à laquelle un embout auto-malaxant est fixé. La résine de collage est prête pour l'utilisation au fur et à mesure qu'elle sort de l'embout.



*Figure 4.2 : Résine de collage à mordantage conventionnel
Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit
(Kuraray America, Inc. Houston, TX).*

Le tableau VI regroupe les différents éléments composant la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (Kuraray America, Inc. Houston, TX) ainsi que leur composition respective.

Tableau VI: Composition de la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (Kuraray America, Inc. Houston, TX).

Matériel	Composition
Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (Kuraray America, Inc)	<p>Clearfil™ Esthetic Cement</p> <p>Pâte A</p> <ul style="list-style-type: none"> • Bisphénol A diglycidylméthacrylate (Bis-GMA) • Triéthylèneglycol diméthacrylate (TEGDMA) • Autres monomères de méthacrylates • Verre de remplissage silanisé • Silice colloïdale <p>Pâte B</p> <ul style="list-style-type: none"> • Bisphénol A diglycidylméthacrylate (Bis-GMA) • Triéthylèneglycol diméthacrylate (TEGDMA) • Autres monomères de méthacrylates • Silice silanisée • Silice colloïdale • Benzoylperoxyde • dl-Quinone camphrée • Pigments
	<p>Clearfil DC Bond</p> <p>(1) BOND liquide A</p> <ul style="list-style-type: none"> • Phosphate dihydrogène 10-méthacryloyloxydécyle (MDP) • Bisphénol A diglycidylméthacrylate (Bis-GMA) • Méthacrylate 2-hydroxyéthyle (HEMA) • Silice colloïdale silanisée • dl-Quinone camphrée • Benzoyperoxyde <p>(2) BOND liquide B</p> <ul style="list-style-type: none"> • Eau • Éthanol
	<p>K-Etchant Gel</p> <ul style="list-style-type: none"> • Eau • Acide phosphorique • Silice colloïdale • Pigments
	<p>Apprêt métallique</p> <ul style="list-style-type: none"> • Silane triméthoxyque 3-méthacryloxypropyle • Phosphate dihydrogène 10-méthacryloyloxydécyle (MDP) • Éthanol

C. Résine acrylique pour porte-empreinte Instant Tray Mix

La résine acrylique à porte-empreinte telle que, Instant Tray Mix (*Lang Dental MFG. CO., INC., Wheeling, IL*) est utilisée généralement pour la confection de porte-empreinte individuel. Elle est composée d'une poudre, le polyméthylméthacrylate et d'un liquide, le N,N-diméthyl-p-toluidine et méthacrylate de méthyle (figure 4.3). Cette résine a été utilisée dans la présente étude pour stabiliser mécaniquement les échantillons d'émail dans des cylindres constitués de cette résine acrylique.



Figure 4.3: Résine acrylique, Instant Tray Mix, (*Lang Dental MFG. CO., INC., Wheeling, IL*).

4.1.2 Appareils utilisés

Le tableau VII présente les différents appareils utilisés pour la réalisation des tests ainsi que leur fabricant et leur numéro de série respectif.

Tableau VII: Appareils, fabricants et numéros de modèle.

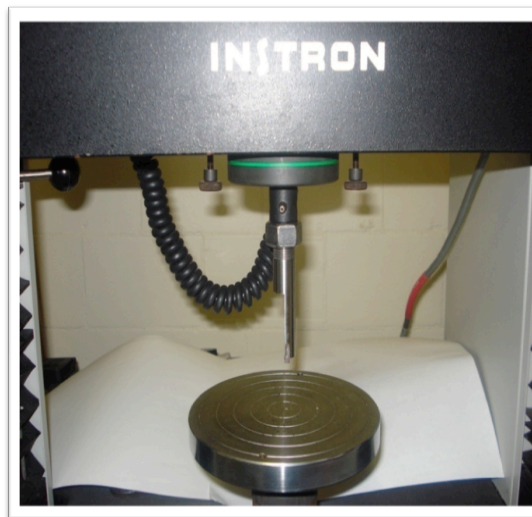
Appareils	Fabricants	Numéros de modèle
Lampe halogène	Caulk, Dentsply (Milford, DE)	100
Incubateur	National Appliance Company (Memphis, TN)	210
Thermocycleur	SEPTRAS BT-15 Cole Parmer Instrument Co. (Chicago, IL)	923002
Microscope à balayage électronique	Jeol Ltd. (Tokyo, Japon)	JSM-6460 LV
Appareil pour tester l'adhésion	Instron (Norwood, MA)	4201 Série IX
Thermomètre électronique	Oakton Temp 5 Acorn Series (Vernon Hills, IL)	83539
Papiers de carbure au silicone	Buehler LTD. (Lake Bluff, IL)	600 : 30-5139-600-100 400 : AG-821-4

A. Appareil Universel Instron 4201 pour tester la force d'adhésion

L'appareil Instron 4201 (Norwood, MA) a été utilisé pour effectuer les tests de force d'adhésion en induisant spécifiquement des forces de cisaillement sur les échantillons (figure 4.4). Cet instrument est constitué d'une plate-forme immobile sur laquelle sont fixés les échantillons testés et d'un ciseau monté sur un mécanisme qui se déplace verticalement. En se déplaçant, ce mécanisme peut donc appliquer soit des forces de compression en se dirigeant vers l'échantillon testé, ou des forces de traction en s'éloignant de l'échantillon (figure 4.5). L'appareil est programmé pour que le ciseau se déplace à une vitesse constante déterminée par l'opérateur et selon les besoins des tests effectués. Pour les tests de la présente étude, le ciseau se rapprochait progressivement de la surface des échantillons, entrait en contact avec la surface et continuait son mouvement jusqu'à rupture. Les forces maximales requises pour fracturer les échantillons étaient enregistrées.



*Figure 4.4 : Machine Instron 4201
(Norwood, MA).*



*Figure 4.5 : Plate-forme et
ciseau
de la machine Instron 4201
(Norwood, MA).*

Chaque bloc d'acrylique contenant les échantillons a été préalablement monté dans un étau fixé sur la plate-forme de l'appareil (figure 4.6). Une fois le montage stabilisé (figure 4.7), le test de cisaillement (rupture) débutait. La vitesse de déplacement du ciseau sur le cylindre de résine de collage était fixée à 1 mm / min (figure 4.8). La charge maximale nécessaire pour fracturer chacun des échantillons fut enregistrée par un ordinateur à l'aide d'un logiciel informatique.



Figure 4.6: Étau métallique et échantillon.

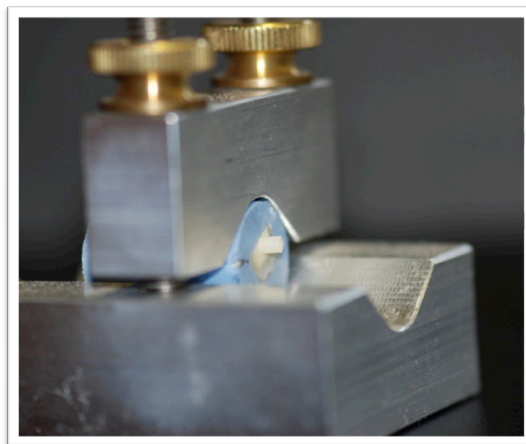


Figure 4.7: Stabilisation du montage.



Figure 4.8: Positionnement de l'échantillon pour le test de cisaillement.

B. Thermocycleur SEPTRAS BT-15

Le thermocyclage est un procédé qui simule les changements de température extrêmes survenant dans la cavité buccale. L'objectif est de reproduire ce phénomène de variation thermique *in vivo* lors de la réalisation d'expériences *in vitro*. Cette technique est fréquemment utilisée pour tester les matériaux dentaires car elle permet de simuler un certain vieillissement des matériaux en les soumettant à une contrainte thermique répétée. Elle est fiable, facilement reproductible, rapide à exécuter et de faible coût. L'appareil utilisé est la machine SEPTRAS BT-15 (Chicago, IL) (figure 4.9). Cet appareil est constitué de deux bassins d'eau à température contrôlée : l'un à 5°C et l'autre à 45°C. Un bras de transfert mécanisé assure le transport des échantillons entre les deux bains, chaud et froid. Le temps de trempage dans chacun des bains est de 30 secondes. La durée d'un cycle complet est de 70 secondes, soit deux fois 30 secondes de trempage puis 5 secondes de transfert entre les deux bains.



*Figure 4.9 : Machine à thermocyclage Septras BT-15
(Chicago, IL).*

C. Incubateur

Les échantillons ont été conservés dans un incubateur (National Appliance Company, Memphis, TN) composé d'un bassin d'eau chaude, sur lequel repose un couvercle en acier afin de limiter les pertes de chaleur. La température y est contrôlée et vérifiée périodiquement à l'aide d'un thermomètre. Pour ce projet, la température du bain était de 37 °C afin de reproduire la température du corps humain.

4.1.3 Manipulations expérimentales

4.1.3.1 Sélection des échantillons

Les échantillons d'émail ont été prélevés sur des molaires permanentes humaines extraites. Une fois extraites, les dents ont été conservées dans une solution de thymol à une concentration de 0,1% (poids/volume) jusqu'au moment de l'expérimentation. Ces dents provenaient de patients de la clinique de chirurgie de la faculté de médecine dentaire de l'Université de Montréal. Trente (30) dents ont été sélectionnées. Les dents choisies étaient exemptes de toute restauration, carie ou défaut de l'émail.

4.1.3.2 Assignment des échantillons

Les dents ont été réparties aléatoirement en deux groupes de quinze (15), nombre déterminé par les analyses statistiques effectuées préalablement. Les dents ont été nettoyées pour en retirer les résidus de tissus mous, puis conservées dans l'eau distillée.

4.1.3.3 Préparation et montage des échantillons

La racine des dents sélectionnées a été coupée à l'aide d'une fraise au carbure no 245 (Brasseler, Savannah, GA) et d'une pièce à main haute vitesse Midwest XGT (MidwestTM, Dentsply Professional, Des Plaines, IL) avec un jet d'eau continu. Les couronnes des dents ont été sectionnées en deux en direction mésio-distale. Elles ont été par la suite déposées sur une membrane de cellulose (figure 4.10).



Figure 4.10 : Fragments dentaires déposés sur une membrane de cellulose.

Des tubes cylindriques en plastique de 15 mm de diamètre et de 25 mm de haut ont servi de moule pour la fabrication des blocs d'acrylique. L'intérieur des tubes de plastique a été enduit d'un séparateur (Vaseline) à l'aide d'un écouvillon de coton. Les tubes ont été placés au-dessus de chaque fragment dentaire. La résine acrylique à porte-empreinte a été malaxée jusqu'à l'obtention d'une consistance molle et homogène dans un contenant de plastique avec une spatule à malaxer. Le liquide a été incorporé à la poudre dans une proportion de 1 pour 2 (1:2). La résine a été versée dans les tubes en plastique, recouvrant et fixant les échantillons d'émail (figure 4.11).

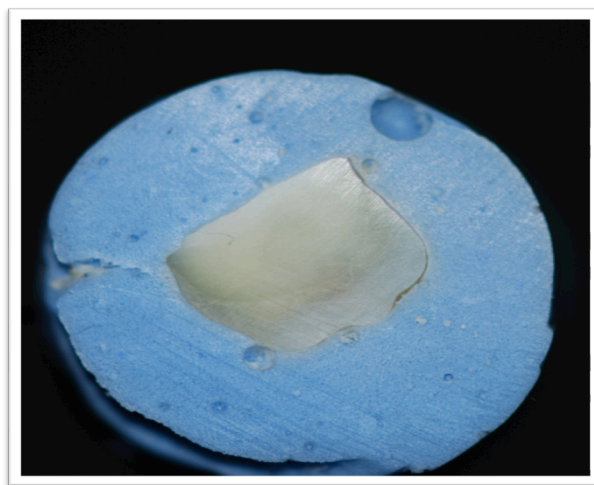


Figure 4.11: Montage d'un échantillon d'émail dans un bloc de résine.

Les surfaces d'émail fixées dans les cylindres d'acrylique ont été polies successivement avec du papier de carbure de silicone de grains 400, puis 600. Chaque échantillon a été poli en exécutant un mouvement en forme de « 8 » pendant 15 secondes, tout en rinçant la surface d'un jet d'eau abondant.

Les surfaces de l'émail ont été nettoyées avec un mélange de pierre ponce fine et d'eau à l'aide d'une cupule à prophylaxie pendant 5 secondes, suivi d'un rinçage abondant à l'eau pendant 5 secondes et d'un séchage à l'air. Chaque échantillon a été identifié au moyen d'une lettre et d'un nombre; la lettre indiquant le groupe expérimental d'appartenance (E) et le nombre indiquant le numéro de l'échantillon (1 à 15) (figure 4.12).

- Groupe E-C: Résine de collage à mordantage conventionnel Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (Kuraray America, Inc., Houston, TX).
- Groupe E-R: Résine de collage auto-mordançante RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement (3M ESPE, St-Paul, MN).

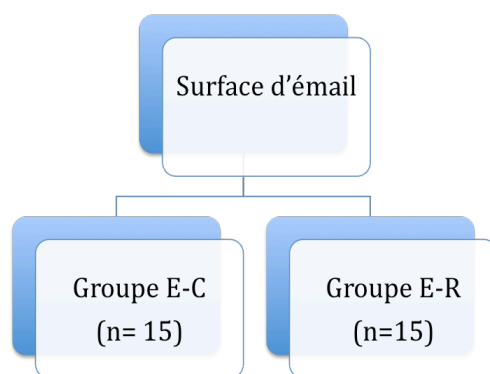


Figure 4.12 : Assignment des échantillons d'émail aux résines de collage

Les étapes de la procédure d'adhésion à l'émail ont été les suivantes :

Groupe E-C: Description des manipulations

Les échantillons du groupe E-C ont été soumis au mordantage conventionnel avant d'y fixer la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (Kuraray America, Inc). Les procédures respectaient les recommandations du manufacturier. Les surfaces d'émail ont été traitées avec l'acide de mordantage K-Etchant Gel pendant 10 secondes. Elles ont ensuite été rincées à l'eau et séchées d'un léger jet d'air. Le Clearfil DC Bond, après malaxage des liquides A et B, a été appliqué et laissé pendant 20 secondes. Les surfaces ont été asséchées de nouveau au jet d'air, puis photo-polymérisées pendant 20 secondes. La résine de collage a été insérée dans l'orifice du montage à l'aide d'une seringue à injection AccuDose Needle Tubes™ (C-R® Tubes & Plugs Centrix incorporated, Hofheim, Allemagne). La résine a été photo-polymérisée pendant 20 secondes par la partie supérieure de l'orifice du mécanisme de montage avec la lampe à polymériser halogène. Une fois la polymérisation complétée, l'échantillon a été séparé du mécanisme de montage.

Groupe E-R: Description des manipulations

Les échantillons du groupe E-R ont été soumis à l'auto-mordantage en utilisant la résine de collage RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement (3M ESPE). Les procédures suivaient les recommandations du fabricant. La base et le catalyseur de la résine ont été déposés sur un bloc de papier ciré, puis malaxés à la spatule pendant 20 secondes. La résine de collage a été insérée dans l'orifice du mécanisme de montage à l'aide d'une seringue à injection AccuDose Needle Tubes™ (C-R® Tubes & Plugs Centrix incorporated, Hofheim, Allemagne) et le tout fut photo-polymérisé pendant 20 secondes par la partie supérieure de l'orifice du mécanisme de montage avec la lampe à polymériser halogène. Une fois la polymérisation complétée, l'échantillon a été séparé du mécanisme de montage.

Chacun des cylindres d'acrylique exposant une surface d'émail préparée a été placé, puis stabilisé dans un dispositif métallique (figure 4.13). Une plaquette de plastique a été fixée au-dessus du cylindre à l'aide d'un dispositif (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT) ayant un orifice de 2.3798 mm de diamètre.

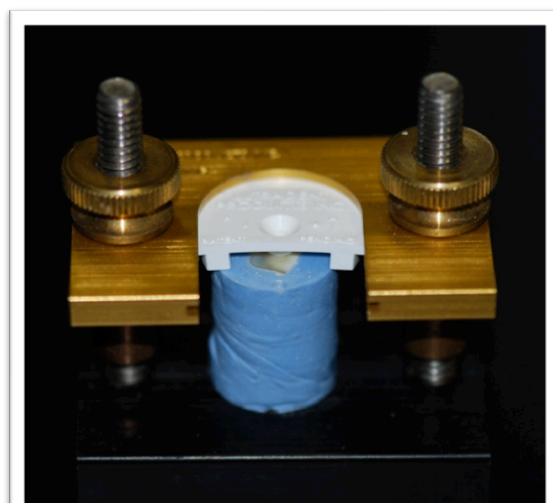


Figure 4.13: Montage du cylindre dans un dispositif métallique.

C'est dans cet orifice qu'a été injectée la résine de collage afin de lui conférer une forme cylindrique et un diamètre standardisé (figure 4.14).

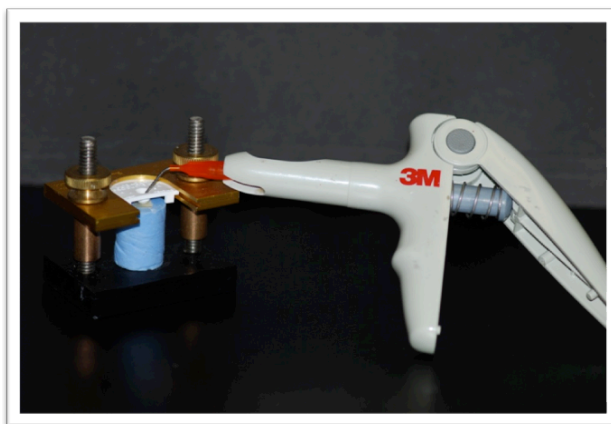


Figure 4.14: Injection de la résine de collage.

Une fois la résine de collage polymérisée, la plaquette de plastique a été retirée, laissant un petit cylindre de résine dépasser perpendiculairement à la surface d'émail (figure 4.15). L'échantillon a été ensuite retiré du dispositif métallique.

Les échantillons de résine ont été polymérisés selon les instructions des manufacturiers respectifs.

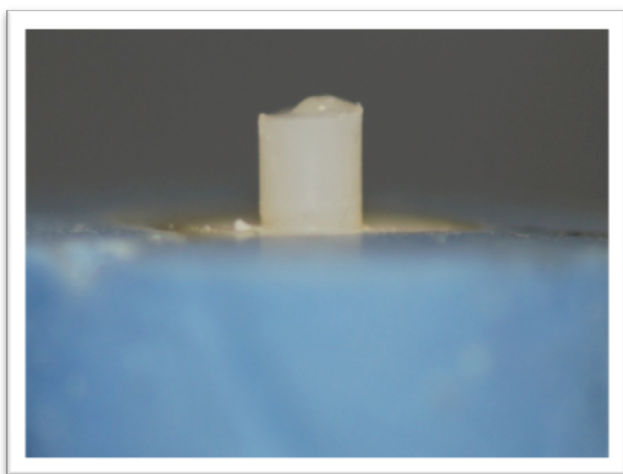


Figure 4.15: Cylindre de résine de collage.

4.1.3.4 Incubation et thermocyclage

Les échantillons ont été placés dans l'eau distillée pour préserver une humidité de 100%, puis transférés dans un incubateur (National Appliance Company, Memphis, TN) à 37°C pendant 24 heures.

Les procédures de thermocyclage ont été initiées tel que proposé par Gale et Darvell (1999). L'utilisation d'un thermomètre électronique (Oakton Temp 5 Acorn Serie, Vernon Hills, IL) a permis de contrôler la température. Chaque échantillon a reçu un traitement de 500 cycles.

4.1.3.5 Test de cisaillement

Tous les échantillons ont été placés dans la machine Instron 4201 afin de déterminer la force adhésive maximale fixant le cylindre de résine de collage à la surface d'émail. Chacun des échantillons cylindriques de résine acrylique a été stabilisé dans un étau métallique (Université de Montréal) en position horizontale, puis déposé sur la plate-forme de l'appareil Instron (figure 4.16).

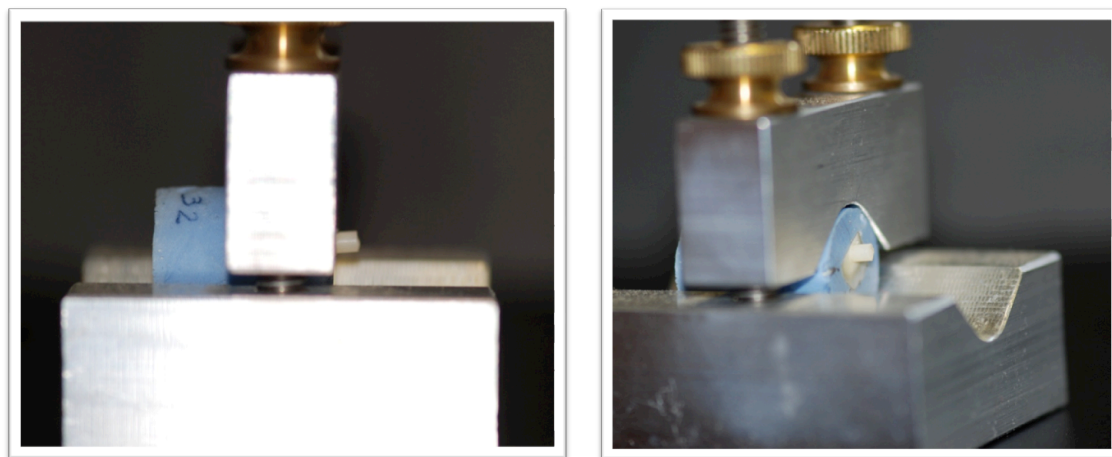


Figure 4.16: Montage d'un échantillon dans l'étau métallique.

Les échantillons étaient positionnés de façon à rencontrer perpendiculairement la lame du couteau taillée en biseau. Celle-ci était appuyée contre le cylindre de résine de collage et descendait à une vitesse de 1mm/minute. La cellule de charge utilisée avait une capacité de 1 kiloNewton (kN).

Une attention particulière a été portée au positionnement horizontal de l'étau pour s'assurer de respecter un espace de 0,5 mm entre le couteau et le cylindre de résine afin de ne pas fausser les résultats enregistrés en induisant une friction du couteau contre l'échantillon. L'ordinateur connecté au système enregistrait les résultats obtenus au point de fracture du cylindre de résine de collage. Toutes les manipulations ont été effectuées par le même opérateur. Certains échantillons d'émail ont été par la suite soumis à des analyses en microscopie électronique.

4.1.3.6 Évaluation des surfaces par microscope à balayage électronique

Suite aux tests de cisaillement, deux échantillons de chaque groupe ont été examinés sous un microscope à balayage électronique, JEOL JSM-6460 LV (Jeol Ltd., Tokyo, Japon), afin d'identifier le type de fracture obtenue. La lecture a été effectuée à un grossissement de 500X et des clichés photographiques ont été pris.

4.2 Force d'adhésion entre deux types de résines de collage et deux types d'alliages métalliques

4.2.1 Matériaux et produits utilisés

Plusieurs des produits utilisés dans la première partie de l'étude ont également été utilisés dans cette deuxième partie. La description complète de certains matériaux se trouve à la section 4.1.1. Le tableau VIII présente les matériaux utilisés dans la deuxième partie de l'étude, le nom des fabricants et le numéro de série respectif.

Tableau VIII : Matériaux, fabricants et numéros de série.

Matériaux	Fabricants	Numéros de série
Alliages Semi-précieux BegoPal® 300	Bego (Bremen, Allemagne).	61105- Lot 163700
Alliages Non précieux Wiron® 99	Bego (Bremen, Allemagne).	50226- Lot 3093
RelyX™ Unicem Self- Adhesive Universal Resin Cement	3M ESPE (St. Paul, MN)	70201123448
Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit	Kuraray America, Inc. (Houston, TX)	Z2521KAR-02
Résine acrylique orthodontique Instant Tray Mix	Lang Dental MFG. CO., Inc. (Wheeling, IL)	181206 AG/01HB (poudre) 184206 AD/01AB (liquide)
Apprêt métallique (Alloy primer)	Kuraray America, Inc. (Houston, TX)	320 AA

A. Alliage semi-précieux : BegoPal® 300

L'alliage semi-précieux utilisé dans l'étude (BegoPal® 300) comporte plusieurs avantages (figure 4.17). L'alliage est caractérisé par une teneur élevée en palladium (75,4 %) (Tableau IX). Selon la compagnie Bego, la haute teneur en palladium accroît la résistance, la dureté et améliore le comportement à la corrosion de l'alliage.



Figure 4.17: Alliage semi-précieux : BegoPal ® 300
(Bego, Brumen, Allemagne).

Tableau IX: Composition en masse (%) de l'alliage semi-précieux.

Alliage	Composition	Pourcentage
Semi-précieux BegoPal 300	Or (Au)	6,0
	Palladium (Pd)	75,4
	Ruthénium (Ru)	Minime
	Argent (Ag)	6,2
	Indium (In)	6,3
	Gallium (Ga)	6,0

B. Alliage non précieux : Wiron®99

L'alliage non précieux utilisé dans l'étude, le Wiron® 99, contient principalement du nickel et du chrome (Tableau X). Le fabricant mentionne que l'alliage est extrêmement résistant à la corrosion grâce à une couche compacte composée de chrome et de molybdène, stabilisée par du niobium. Ses propriétés impliquent également un module d'élasticité supérieur, procurant une meilleure résistance à la déformation. Cet alliage est également reconnu pour sa biocompatibilité et sa fiabilité.



Figure 4.18: Alliage nonprécieux : Wiron ® 99
(Bego, Brumen, Allemagne).

Tableau X: Composition en masse (%) de l'alliage non précieux.

Alliage	Composition	Pourcentage
Non précieux Wiron 99	Nickel (Ni)	65,0
	Chrome (Cr)	22,5
	Molybdène (Mo)	9,5
	Niobium (Nb)	1,0
	Fer (Fe)	0,5
	Silicium (Si)	1,0
	Cérium (Ce)	0,5

4.2.2 Appareils utilisés

Plusieurs des appareils présentés dans la première partie de l'étude ont aussi été utilisés dans cette deuxième partie. Pour certains instruments, la description complète se retrouve à la section 4.1.2. Les appareils spécifiques à cette partie de l'étude sont décrits plus loin. Le tableau XI présente les appareils utilisés dans la deuxième partie ainsi que les fabricants et les numéros de série.

Tableau XI: Appareils, fabricants et numéros de modèle.

Appareils	Fabricants	Numéros de modèle
Appareil de microsablage par particules d'oxyde d'aluminium	Renfert, Basic Classic (Hilzingen, Allemagne)	C03051
Micro Tin™ Dental plating system	Danville Engineering, Inc. (Danville, California)	30150
Mordançage à l'acide sulfurique	American Dental Supply, (Inc., Easton, PA)	A230-2 A69001
Thermocycleur	SEPTRAS BT-15 (Chicago, IL)	923002
Incubateur	National Appliance Company (Memphis, TN)	210
Appareil pour tester l'adhésion	Instron 4201 (Norwood, MA)	4201 Série IX
Lampe à polymériser halogène	Caulk, Dentsply (Milford, DE)	923002
Thermomètre électronique	Oakton Temp 5 Acorn Series (Vernon Hills, IL)	83539
Appareil ultrason	Blackstone-Ney Ultrasonik 208 H (Jamestown, NY)	9493477

4.2.3 Techniques expérimentales

4.2.3.1 Sélection des échantillons

En utilisant des tubes cylindriques en plastique et de la résine acrylique, le montage des plaquettes d'alliage s'est fait de la même façon que pour les échantillons d'émail (se référer à la section 4.1.3.2 pour la description détaillée). Ainsi, les plaquettes d'alliages semi-précieux et non précieux ont été positionnées dans la résine acrylique de façon à ce que l'une des surfaces soit parallèle à la direction de la force de cisaillement lors des tests. Une fois la réaction de prise terminée, les cylindres d'acrylique ont été séparés de leur moule cylindrique.

4.2.3.2 Assignation des échantillons et description des groupes

Les échantillons d'alliages semi-précieux (Sp) et non précieux (Np) ont formé deux groupes. Suite aux différents traitements de surface effectués, les échantillons de chaque groupe (Np et Sp) étaient divisés en trois sous-groupes.

Alliages semi-précieux

Les échantillons semi-précieux (Sp) recevaient un des trois traitements de surface suivants : micro-abrasion (Ab), micro-abrasion et électrodéposition d'ions d'étain (Ab-E) ou micro-abrasion, électrodéposition d'ions d'étain et application d'un apprêt métallique (Ab-E-Ap).

- GROUPE Ab : Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) de 50 μm .
- GROUPE Ab-E : Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) de 50 μm et électrodéposition d'ions d'étain.
- GROUPE Ab-E-Ap : Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) de 50 μm , électrodéposition d'ions d'étain et application d'un apprêt métallique.

Description des différents traitements de surface

Groupe Ab : Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium de 50 μm (Al_2O_3)

Les échantillons de ce groupe ont été soumis à une abrasion par particules d'oxyde d'aluminium de 50 μm (Al_2O_3), en utilisant une microsableuse (Basic Classic Renfert, Hilzingen, Allemagne). La surface de métal a été exposée à un jet continu de particules d'oxyde d'aluminium jusqu'à l'obtention d'une surface matte, soit microporeuse. Le temps d'exposition était de 3 à 4 secondes et la surface de métal se situait à une distance variant de 2 à 10 mm de la buse de sablage, tel que recommandé par le fabricant. Les surfaces métalliques ont ensuite été rincées avec de l'eau et séchées au jet d'air. Les échantillons étaient prêts à recevoir la résine de collage assignée.

Groupe Ab-E : Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium de 50 μm (Al_2O_3) suivie de l'électrodéposition d'ions d'étain

Les plaquettes métalliques d'alliages semi-précieux (BegoPal 300) ont été soumises à l'abrasion par particules d'oxyde d'aluminium telle que décrit dans le paragraphe précédent. Ensuite, l'électrodéposition d'ions d'étain à l'aide de la machine MicrotinTM System (Danville Engineering, Inc., Danville, California) a été faite. Pour cette étape, les recommandations du fabricant ont été respectées:

- Une goutte de solution d'ions d'étain a été déposée sur l'anode.
- L'anode a été placée sur la surface métallique qui a ensuite été badigeonnée avec la cathode.
- Le temps nécessaire pour l'électrodéposition d'ions d'étain était de 2 à 6 secondes.
- L'obtention d'une couche uniforme et luisante couvrant la surface métallique indiquait la déposition approximative d'une couche de 0,2 mm d'ions d'étain.
- La surface métallique a été rincée à l'eau et asséchée d'un jet d'air.

Groupe Ab-E-Ap: Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium de 50 μm (Al_2O_3) suivie de l'électrodéposition d'ions d'étain et de l'application d'un apprêt métallique

Les échantillons de ce groupe ont reçu un apprêt métallique (*Kuraray America Inc., Houston, Tx*) en plus du même traitement de surface que le groupe précédent. Une fois asséchée d'un jet d'air, la surface métallique était prête à recevoir la résine de collage assignée. Cet apprêt métallique a été appliqué uniquement sur les échantillons recevant la résine de collage auto-mordançante RelyXTM Unicem car la résine de collage à mordantage conventionnel ClearfilTM Esthetic Cement requiert d'emblée l'application d'un apprêt métallique.

Alliages non précieux

Les échantillons non précieux (Np) recevaient un des trois traitements de surface suivants : micro-abrasion (Ab), micro-abrasion et mordantage à l'acide sulfurique (Ab-As) ou micro-abrasion, mordantage à l'acide sulfurique et apprêt métallique (Ab-As-Ap).

- GROUPE Ab : Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) de 50 μm .
- GROUPE Ab-As : Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) de 50 μm et corrosion à l'acide sulfurique.
- GROUPE Ab-As-Ap : Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) de 50 μm , corrosion à l'acide sulfurique et application d'un apprêt métallique (Metal Primer).

Groupe Ab-As : Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium 50 μm (Al_2O_3) et mordantage à l'acide sulfurique

Les plaquettes d'alliage non précieux ont été soumises à la corrosion à l'acide sulfurique Etch-it Gel (American Dental Supply, Inc., Easton, PA). Les manipulations respectaient les recommandations du fabricant.

- Microsablage par particules d'oxyde d'aluminium 50 μm .
- Une à deux gouttes d'agent mordant (Etch-It Gel) a été déposée sur la surface métallique.
- Le gel d'acide a agit pendant vingt minutes à température ambiante.
- Les plaquettes d'alliages ont été rincées, trempées dans une solution neutralisante afin d'arrêter le processus de mordantage, puis rincées à nouveau.
- Les échantillons ont finalement été nettoyés par ultrason pendant deux minutes dans un bain contenant un dissolvant de tache et de tartre, puis rincés à l'eau.
- Une surface d'apparence grise et satinée indiquait la complétion du processus.

Groupe Ab-As-Ap : Abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium 50 μm (Al_2O_3), mordantage à l'acide sulfurique et application d'un apprêt métallique

Le traitement des échantillons est le même que celui du groupe Ab-As. Cependant, suite au mordantage à l'acide sulfurique, un apprêt métallique a été utilisé (*Kuraray America Inc., Houston, Tx*). L'application s'effectue en utilisant un applicateur et en badigeonnant la surface métallique. La surface fut ensuite asséchée à l'aide d'un jet d'air et la surface métallique était prête à recevoir la résine de collage assignée.

4.2.3.3 Assignment des échantillons aux résines de collage

Les échantillons d'alliages semi-précieux (Sp) et non précieux (Np) ont chacun reçu les deux résines de collage, la résine de collage auto-mordançante RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement (R) et la résine de collage à mordantage conventionnel Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (C) (figures 4.19 et 4.20).

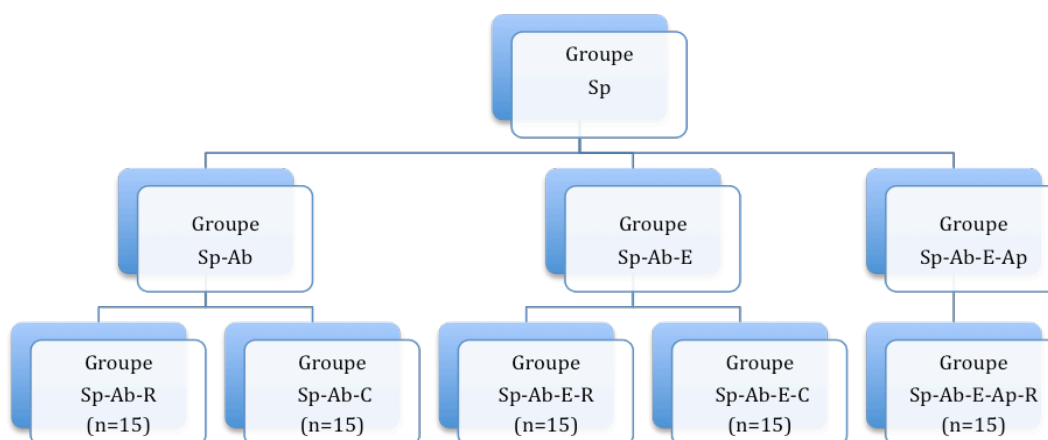


Figure 4.19: Assignment des échantillons semi-précieux aux résines de collage

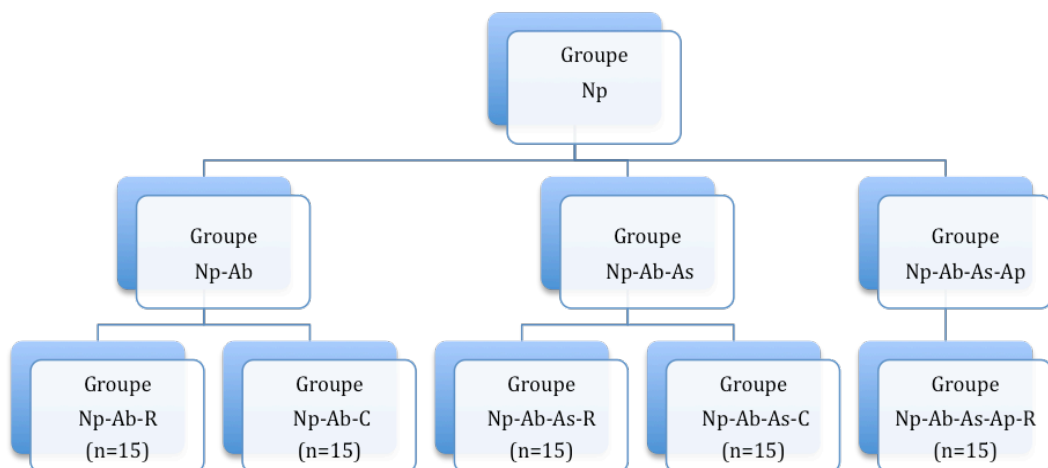


Figure 4.20: Assignment des échantillons non précieux aux résines de collage

Chacun des cylindres d'acrylique exposant une surface métallique a été placé puis stabilisé dans un dispositif de montage en métal. Par-dessus chacun des cylindres a été placée une plaquette de plastique (Ultradent Products, South Jordan, UT) ayant un orifice de 2,3798 mm de diamètre. La résine de collage a été injectée dans cet orifice afin de réaliser un cylindre de résine perpendiculaire à la surface de l'alliage. Les échantillons ont été polymérisés selon les recommandations des manufacturiers respectifs.

Insertion des résines de collage

RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement

Les deux composés (base et catalyseur) furent déposés sur un bloc de papier ciré, puis mélangés pendant 20 secondes, à l'aide d'une spatule à malaxer. La résine de collage fut insérée dans l'orifice du montage à l'aide d'une seringue à injection (C-R® Tubes & Plugs Centrix incorporated, Hofheim, Allemagne) placée dans un fusil à composite et le tout fut polymérisé pendant 20 secondes par la partie supérieure de l'orifice à l'aide de la lampe à polymériser halogène. Le montage servant à la confection du cylindre de résine de collage fut ensuite séparé.

Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit

L'utilisation de l'apprêt métallique fait partie du protocole régulier et a été appliqué en badigeonnant la surface de métal avec un applicateur en forme de pinceau, selon les recommandations du manufacturier.

Lors de son injection, la résine de collage a été malaxée automatiquement par la seringue qui la contenait puisque deux tubes se fusionnent ensemble à l'extrémité de la seringue pour former un seul embout. Elle a ensuite été insérée dans l'orifice du montage à l'aide d'une seringue à injection placée dans un fusil à composite.

L'échantillon a été polymérisé pendant 20 secondes par sa partie supérieure avec une lampe halogène. Le montage fut ensuite séparé.

L'assignation des échantillons aux différents groupes à l'étude a tenu compte d'un facteur important et unique à l'utilisation de la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit. L'apprêt métallique est employé systématiquement lors de l'utilisation de cette résine de collage. Or, cette particularité a réorienté la structure des groupes d'étude afin de ne pas doubler les manipulations expérimentales. Ainsi, pour les groupes Sp-Ab-E-Ap et Np-Ab-As-Ap, pour lesquels l'effet d'un apprêt métallique était à l'étude, l'expérience a été effectuée avec le RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement. Une comparaison entre les deux résines de collage est tout de même possible car les valeurs de force d'adhésion du Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit se retrouvent dans les groupes précédents, soit le groupe Sp-Ab-E-Ap-C ou le groupe Np-Ab-As-C (car l'utilisation du Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit implique l'ajout de l'apprêt métallique).

4.2.3.4 Incubation, thermocyclage et test de cisaillement

Suite à l'adhésion du bouton de résine de collage sur les différents alliages métalliques, tous les échantillons ont été conservés dans un incubateur à 37 °C pendant 24 heures. Les procédures de thermocyclage ont ensuite été initiées (se référer à la section 4.1.3.4). 500 cycles ont été effectués pour chaque échantillon. Puis, tous les échantillons ont été placés dans la machine Instron 4201 (Norwood, MA) afin de déterminer la force requise pour fracturer l'échantillon. Les résultats ont été compilés par un logiciel informatique Software for Advanced materials testing Serie IX-Version 11031 (Instron Corporation, Canton, MS). Les manipulations ont été effectuées par un seul opérateur.

4.2.3.5 Évaluation des surfaces par microscope à balayage électronique

Suite aux tests de cisaillement, deux échantillons de chaque groupe furent examinés sous un microscope électronique JEOL JSM-6460 LV (Jeol Ltd., Tokyo, Japon), (se référer à la section 4.1.3.4). La lecture a été effectuée à un grossissement de 500X et des clichés photographiques ont été pris.

4.3 Analyses statistiques des résultats

L'un des objectifs était de comparer les forces d'adhésion obtenues avec deux résines de collage différentes sur un même alliage métallique ayant reçu le même traitement de surface. Une comparaison de type T-test a été effectuée pour chacun des groupes afin de déterminer s'il y avait une différence significative entre la résine de collage à mordantage conventionnel et la résine de collage auto-mordante.

Les tests de comparaison multiples post hoc selon la méthode de Tukey ont été réalisés pour déterminer l'impact des différentes variables, au sein de différents groupes. Les différentes variables étaient le type d'alliage, le type de résine de collage et les traitements de la surface des alliages.

La valeur alpha retenue comme seuil significatif est de 0,05. Les logiciels Systat 11 (Cranes Software International, Bangalore, India) et SPSS 17 (SPSS Inc., IBM, Chicago, Illinois) ont été utilisés pour les analyses statistiques.

CHAPITRE CINQUIÈME

RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

5. RÉSULTATS

5.1 Forces d'adhésion sur une surface d'émail

La charge maximale enregistrée en mégapascal (MPa) par l'appareil Instron 4201 pour les échantillons de chaque groupe est indiquée dans les tableaux XII et XIII. La moyenne, l'écart-type, le maximum et le minimum des forces d'adhésion y sont inscrits.

En comparant les groupes E-C et E-R, la force d'adhésion la plus élevée se retrouve dans le groupe E-C (73,61 MPa) alors que la force d'adhésion la plus faible a été enregistrée dans le groupe E-R (1,96 MPa). La force d'adhésion moyenne du groupe E-C est de 33,97 MPa alors que la force d'adhésion moyenne du groupe E-R est de 10,48 MPa. Il existe une différence statistiquement significative ($p \leq 0,05$) entre les deux groupes (figure 5.1).

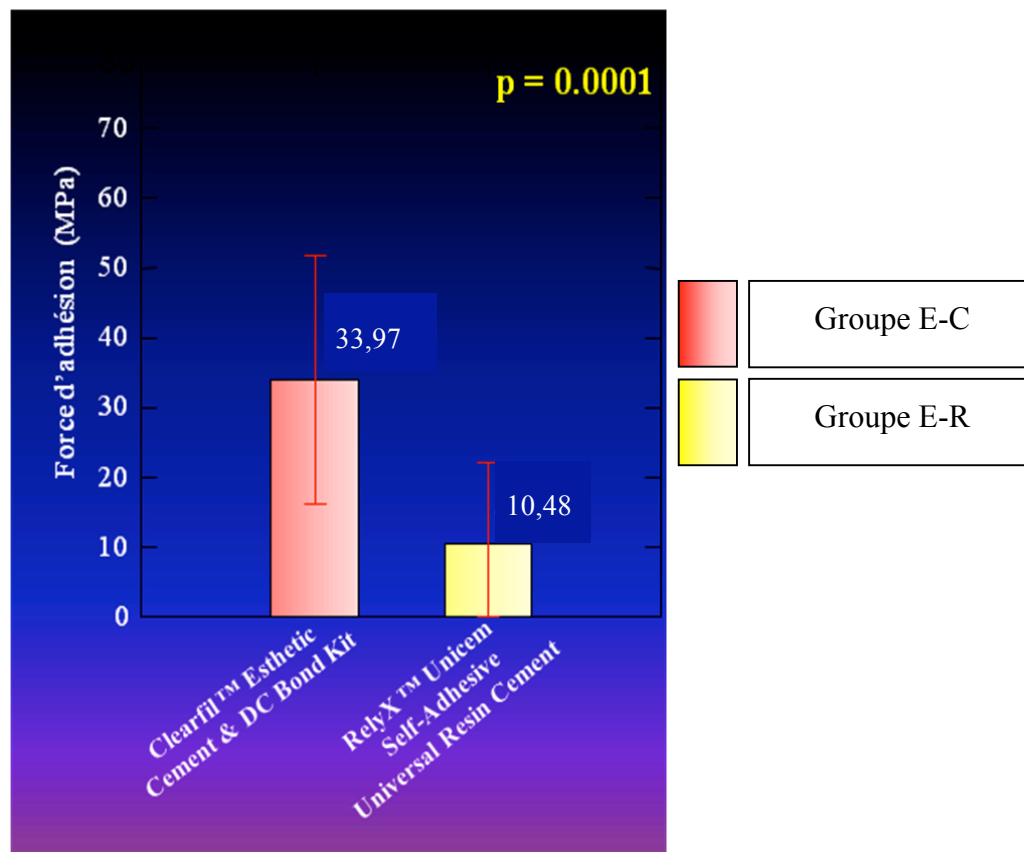


Figure 5.1: Comparaison des forces d'adhésion des groupes E-C et E-R sur une surface d'émail ($p \leq 0,05$).

Tableau XII : Résultats des charges maximales (MPa) du groupe E-C.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	55,06
2	27,92
3	30,15
4	52,30
5	40,91
6	35,95
7	37,10
8	27,81
9	9,32
10	11,97
11	73,61
12	30,34
13	23,19
14	14,52
15	39,46
Moyenne	33,97
Médiane	30,34
Écart-type	17,18
Minimum	9,32
Maximum	73,61

Tableau XIII: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe E-R.

Échantillons	Charge maximales (MPa)
1	31,46
2	2,10
3	2,77
4	1,96
5	13,15
6	4,40
7	11,95
8	4,43
9	30,44
10	2,74
11	30,95
12	11,28
13	2,98
14	2,04
15	4,62
Moyenne	10,48
Médiane	4,43
Écart-type	11,23
Minimum	1,96
Maximum	31,46

5.2 Forces d'adhésion à un alliage de métal

La charge maximale enregistrée en MPa par l'appareil Instron 4201 pour les échantillons de chaque groupe est indiquée dans les tableaux XVI à XXV. La moyenne, l'écart-type, le maximum et le minimum des forces d'adhésion y sont inscrits.

Avec les alliages de métaux semi-précieux, les forces d'adhésion les plus élevées ont été enregistrées avec la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (tableau XIV et figures 5.2 et 5.3). Pour les groupes où la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit a été utilisée soient : Sp-Ab-C et Sp-Ab-E-C, la force d'adhésion moyenne était respectivement de 34,60 MPa et de 18,43 MPa. Pour les groupes Sp-Ab-R et Sp-Ab-E-R, la force d'adhésion moyenne obtenue en utilisant la résine de collage RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement était respectivement de 11,41 MPa et de 10,08 MPa. Pour chacun de ces groupes (Sp-Ab et Sp-Ab-E), il existe une différence statistiquement significative entre les deux types de résines utilisées ($p \leq 0,05$). Ainsi, la force d'adhésion à une surface métallique composée d'un alliage de métaux semi-précieux est influencée par le type de résine de collage utilisée.

Tableau XIV: Résultats des forces d'adhésion moyennes des groupes Sp-Ab, Sp-Ab-E et Sp-Ab-E-Ap en utilisant les deux résines de collage (les exposants (a,b,c) identiques signifient qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les groupes).

<u>Alliages de Métaux semi-précieux</u>		
Groupes	Forces d'adhésion moyennes (MPa)	
	<i>Clearfil TM Esthetic Cement & DC Bond Kit</i>	<i>Rely X TM Unicem Self- Adhesive Universal Resin Cement</i>
Sp-Ab	34,60 ^a	11,41 ^{b,c}
Sp-Ab-E	18,43 ^b	10,08 ^{a,c}
Sp-Ab-E-Ap	---	14,95 ^c

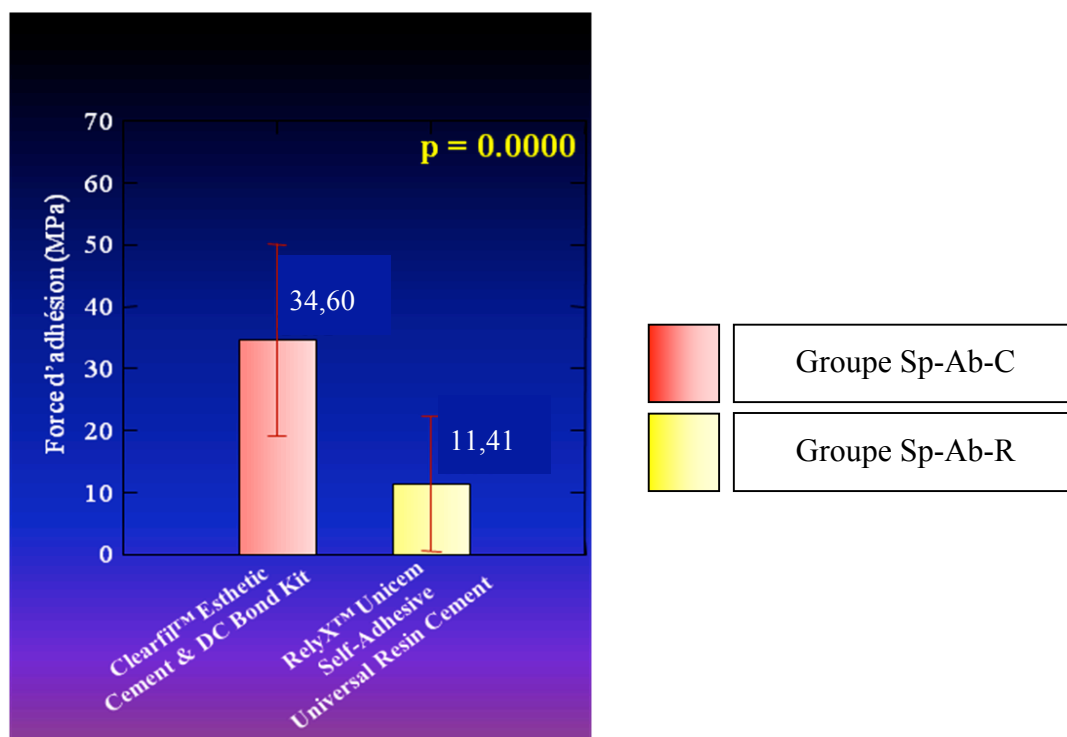


Figure 5.2: Comparaison de la force d'adhésion moyenne des groupes Sp-Ab-C et Sp-Ab-R sur un alliage semi-précieux ($p \leq 0,05$).

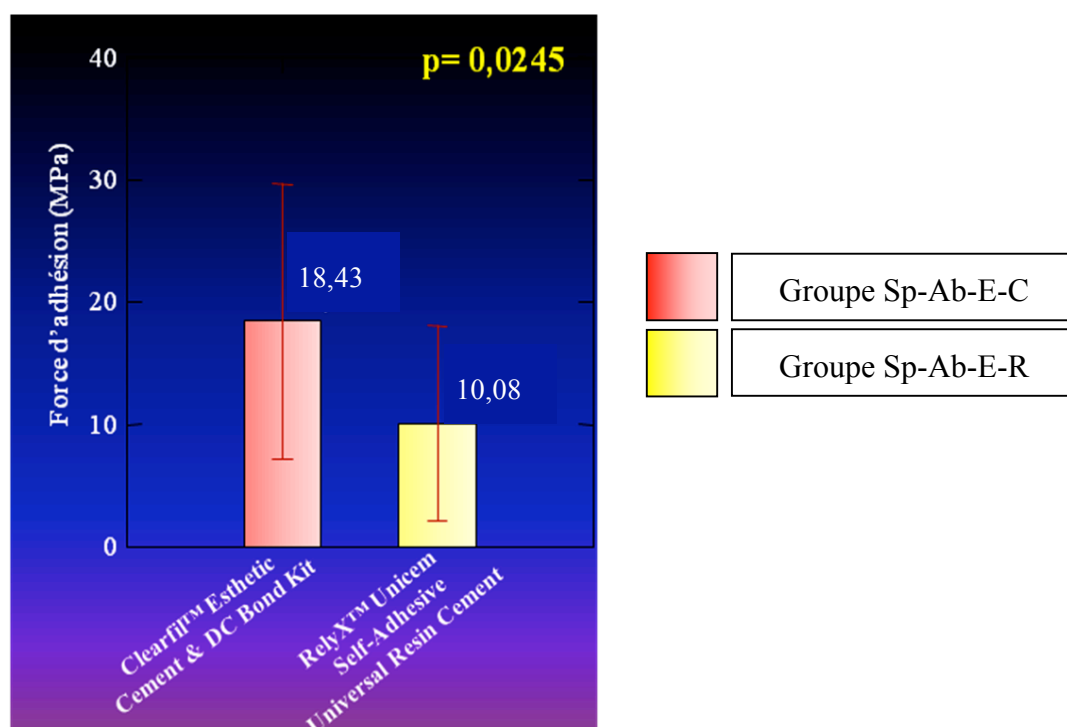


Figure 5.3: Comparaison de la force d'adhésion moyenne des groupes Sp-Ab-E-C et Sp-Ab-E-R sur un alliage semi-précieux ($p \leq 0,05$).

Pour les alliages de métaux non précieux, les forces d'adhésion les plus élevées ont été enregistrées avec la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit (tableau XV et figures 5.4 et 5.5).

Pour les groupes Np-Ab-C et Np-Ab-As-C, la force d'adhésion moyenne était respectivement de 25,21 MPa et de 34,11 MPa lors de l'utilisation de la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit. En utilisant la résine de collage RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement, la force d'adhésion moyenne pour les groupes Np-Ab-R et Np-Ab-As-R était respectivement de 15,96 MPa et de 18,90 MPa. En comparant la force d'adhésion moyenne entre les deux types de résines de collage utilisées pour le groupe Np-Ab, il n'y avait aucune différence statistiquement significative ($p > 0,05$). Cependant, pour le groupe Np-Ab-As, la comparaison des résultats obtenus pour les deux résines de collage utilisées démontrait une différence statistiquement significative ($p \leq 0,05$). Ainsi, pour les alliages de métaux non précieux traités par micro-abrasion suivi par le mordantage à l'acide sulfurique (Np-Ab-As), le type de résine de collage utilisé a eu un impact sur la force d'adhésion ($p \leq 0,05$).

Tableau XV: Résultats des forces d'adhésion moyennes des groupes Np-Ab, Np-Ab-As et Np-Ab-As-Ap en utilisant les deux résines de collage (les exposants (a,b,c) identiques signifient qu'il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les groupes).

Alliages de Métaux non précieux		
Groupes	Forces d'adhésion moyennes (MPa)	
	<i>Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit</i>	<i>Rely X™ Unicem Self- Adhesive Universal Resin Cement</i>
Np-Ab	25,21 ^a	15,96 ^{a,c}
Np-Ab-As	34,11 ^a	18,90 ^{b,c}
Np-Ab-As-Ap	---	27,19 ^c

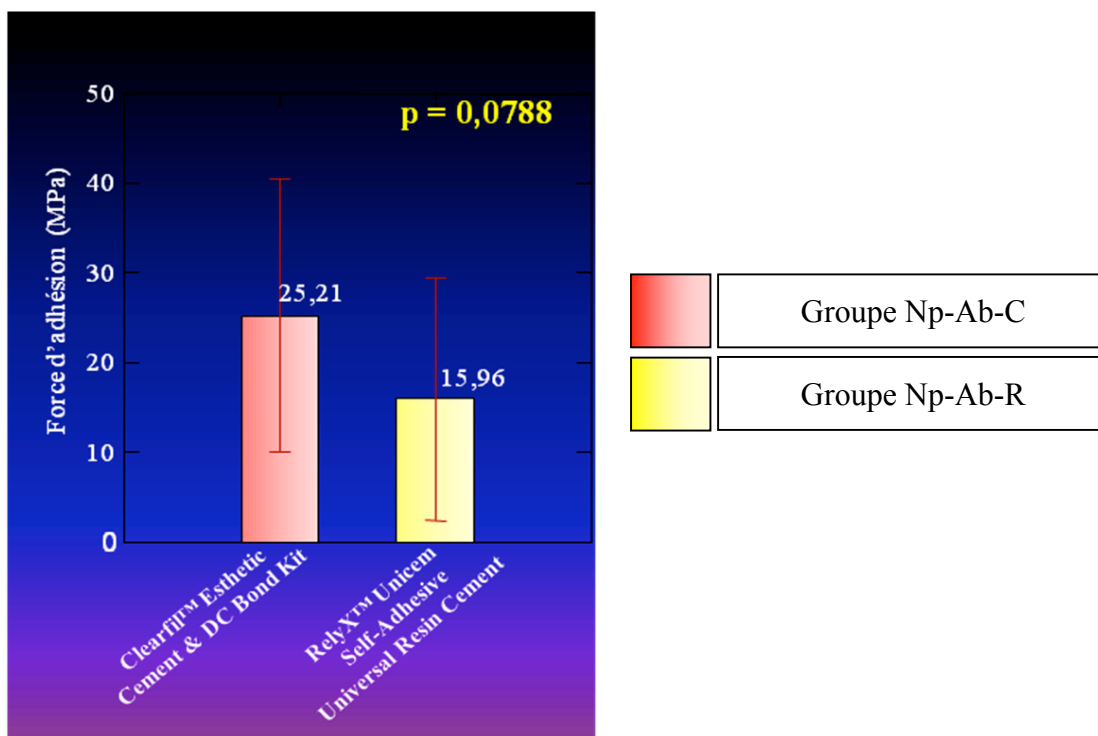


Figure 5.4 : Comparaison de la force d'adhésion moyenne des groupes Np-Ab-C et Np-Ab-R sur un alliage non précieux ($p \leq 0,05$).

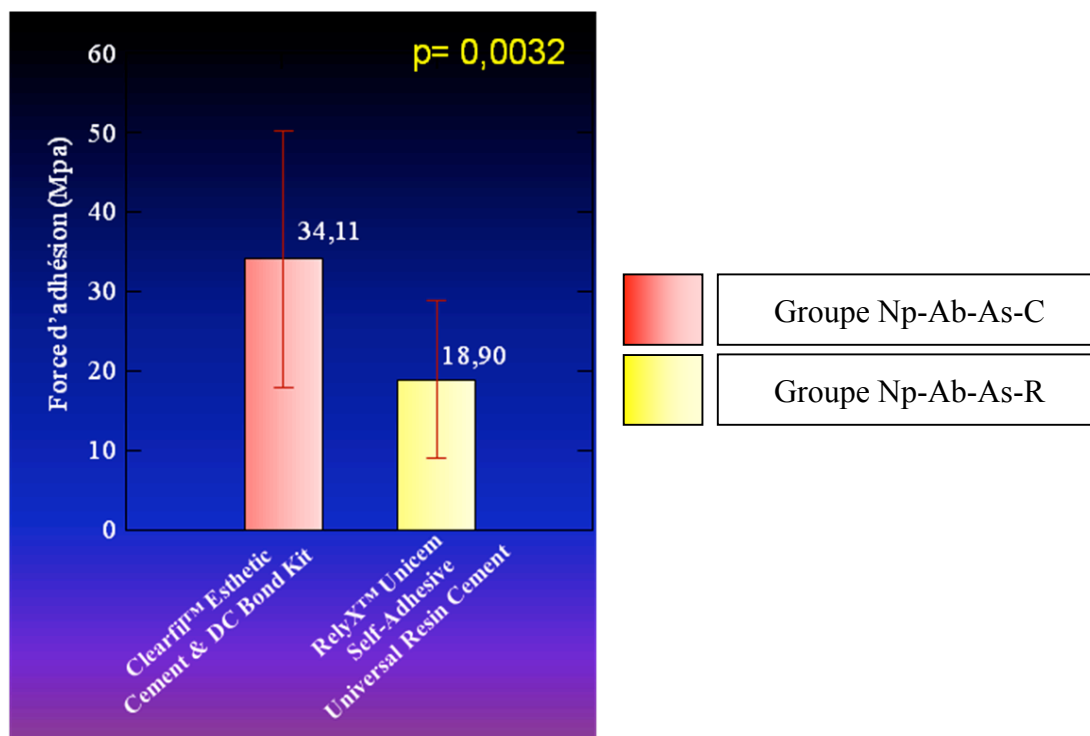


Figure 5.5: Comparaison de la force d'adhésion moyenne des groupes Np-Ab-As-C et Np-Ab-As-R sur un alliage non précieux ($p \leq 0,05$).

Tableau XVI: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Sp-Ab-C.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	33,53
2	41,45
3	17,56
4	56,89
5	38,63
6	24,08
7	60,21
8	46,50
9	35,30
10	23,22
11	42,77
12	7,03
13	34,87
14	22,17
15	---
Moyenne	34,60
Médiane	35,09
Écart-type	14,86
Minimum	7,03
Maximum	60,21

Tableau XVII: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Sp-Ab-R.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	27,22
2	8,56
3	3,46
4	2,09
5	35,22
6	23,19
7	13,10
8	21,58
9	3,11
10	2,44
11	5,80
12	12,00
13	4,59
14	2,47
15	6,34
Moyenne	11,41
Médiane	6,34
Écart-type	10,53
Minimum	2.09
Maximum	35,22

Tableau XVIII: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Sp-Ab-E-C.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	12,03
2	10,58
3	6,12
4	10,85
5	33,23
6	14,74
7	15,49
8	4,97
9	19,57
10	16,05
11	33,45
12	7,87
13	22,01
14	37,50
15	32,13
Moyenne	18,43
Médiane	15,49
Écart-type	10,83
Minimum	4,97
Maximum	37,50

Tableau XIX: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Sp-Ab-E-R.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	13,93
2	1,23
3	2,04
4	2,15
5	1,93
6	2,17
7	4,11
8	14,98
9	7,92
10	21,48
11	16,32
12	14,85
13	20,03
14	17,96
15	---
Moyenne	10,08
Médiane	10,93
Écart-type	7,68
Minimum	1,23
Maximum	21,48

Tableau XX: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Sp-Ab-E-Ap-R.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	12,83
2	24,32
3	10,31
4	22,34
5	31,60
6	10,52
7	0,97
8	21,80
9	21,34
10	18,74
11	18,01
12	0,21
13	0,13
14	16,11
15	---
Moyenne	14,95
Médiane	17,06
Écart-type	9,65
Minimum	0,13
Maximum	31,60

Tableau XXI: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Np-Ab-C.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	41,21
2	43,65
3	41,53
4	4,72
5	28,08
6	26,17
7	33,85
8	2,42
9	28,08
10	32,62
11	3,46
12	26,36
13	6,39
14	20,00
15	39,54
Moyenne	25,21
Médiane	28,08
Écart-type	14,66
Minimum	2,42
Maximum	43,65

Tableau XXII: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Np-Ab-R.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	10,20
2	10,42
3	5,53
4	31,28
5	4,16
6	10,95
7	3,79
8	32,40
9	37,50
10	24,91
11	3,65
12	5,96
13	38,68
14	7,65
15	12,32
Moyenne	15,96
Médiane	10,42
Écart-type	3,37
Minimum	3,65
Maximum	38,68

Tableau XXIII: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Np-Ab-As-C.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	46,23
2	3,46
3	41,10
4	35,57
5	17,58
6	45,05
7	7,60
8	31,17
9	43,97
10	45,93
11	44,89
12	57,43
13	30,34
14	20,24
15	41,10
Moyenne	34,11
Médiane	41,10
Écart-type	15,57
Minimum	3,46
Maximum	57,43

Tableau XXIV: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Np-Ab-As-R.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	11,19
2	9,58
3	8,35
4	18,09
5	7,11
6	10,12
7	36,05
8	23,01
9	28,70
10	30,39
11	7,81
12	27,68
13	18,04
14	20,64
15	26,66
Moyenne	18,90
Médiane	18,09
Écart-type	9,55
Minimum	7,11
Maximum	36,05

Tableau XXV: Résultats des charges maximales (MPa) du groupe Np-Ab-As-Ap-R.

Échantillons	Charges maximales (MPa)
1	11,33
2	32,40
3	12,83
4	15,89
5	5,13
6	39,60
7	42,04
8	55,68
9	44,46
10	23,30
11	35,36
12	5,18
13	40,83
14	16,56
15	---
Moyenne	27,19
Médiane	27,85
Écart-type	16,29
Minimum	5,13
Maximum	55,68

Évaluation de l'effet du traitement des surfaces de métal

Alliages de métaux semi-précieux

Pour les alliages de métaux semi-précieux, en comparant les différents groupes utilisant la résine de collage RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement, la force d'adhésion moyenne la plus élevée, 14,95 MPa, a été enregistrée avec le groupe Sp-Ab-E-Ap. Les groupes Sp-Ab et Sp-Ab-E ont présenté une force d'adhésion moyenne de 11,41 MPa et 10,08 MPa, respectivement. Aucune différence statistiquement significative ($p > 0,05$) ne fut observée entre les trois groupes. Ainsi, la force d'adhésion de la résine de collage auto-mordançante à une surface métallique composée d'un alliage de métaux semi-précieux, n'a pas été influencée par les différents traitements effectués sur la surface de métal.

Cependant, en comparant les groupes pour lesquels la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit a été utilisée, une différence statistiquement significative ($p \leq 0,05$) pour la force d'adhésion moyenne a été enregistrée entre le groupe Sp-Ab (34,60 MPa) et le groupe Sp-Ab-E (18,43 MPa). Ainsi, la force d'adhésion de la résine de collage avec le mordantage conventionnel à une surface métallique composée d'un alliage de métaux semi-précieux, a été influencée par les différents traitements effectués sur la surface de métal.

Alliages de métaux non précieux

Pour les alliages de métaux non précieux où la résine de collage RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement a été utilisée, le groupe qui a obtenu la force d'adhésion moyenne la plus élevée est Np-Ab-As-Ap avec 27,19 MPa. Les groupes Np-Ab et Np-Ab-As ont présenté une force d'adhésion moyenne de 15,96 MPa et 18,90 MPa, respectivement. Aucune différence statistiquement significative ($p > 0,05$) ne fut observée entre les trois groupes. Ainsi, la force d'adhésion de la résine de collage auto-mordançante à une surface métallique composée d'un alliage de métaux non précieux, n'a pas été influencée par les différents traitements effectués sur la surface de métal.

En comparant les groupes pour lesquels la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit a été utilisée, aucune différence statistiquement significative ($p > 0,05$) ne fut observée. La force d'adhésion moyenne a été de 34,11 MPa pour le groupe Np-Ab-As alors que la force d'adhésion moyenne pour le groupe Np-Ab a été de 25,21 MPa. Ainsi, la force d'adhésion de la résine de collage avec le mordantage conventionnel à une surface métallique composée d'un alliage de métaux non précieux n'a pas été influencée par les différents traitements effectués sur la surface de métal.

5.3 Résultats du microscope à balayage électronique

Les conclusions émises suite à une fracture entre le matériau et le substrat à l'étude peuvent être influencées ou à tout le moins nuancées par l'analyse de la région où la fracture s'est produite. Par curiosité, deux échantillons furent pris de façon aléatoire et soumis au microscope à balayage électronique pour vérifier si des observations pertinentes pouvaient être relevées.

On regroupe les fractures d'adhésion en trois catégories : la fracture adhésive, la fracture cohésive et la fracture mixte. Une fracture adhésive se définit comme étant une rupture à la jonction entre la résine de collage et le substrat (surface d'émail ou surface métallique); la fracture se fait donc au niveau du joint adhésif. Une fracture cohésive se traduit par un bris au sein du substrat. Par exemple, dans la présente étude, une fracture est dite cohésive si la rupture se produit à l'intérieur de l'émail, de la résine de collage ou de l'alliage de métal. Une fracture mixte se traduit par une combinaison des fractures adhésive et cohésive. Ainsi, une partie du trait de fracture se trouvera au niveau du joint adhésif et l'autre partie se trouvera dans l'un ou l'autre des substrats.

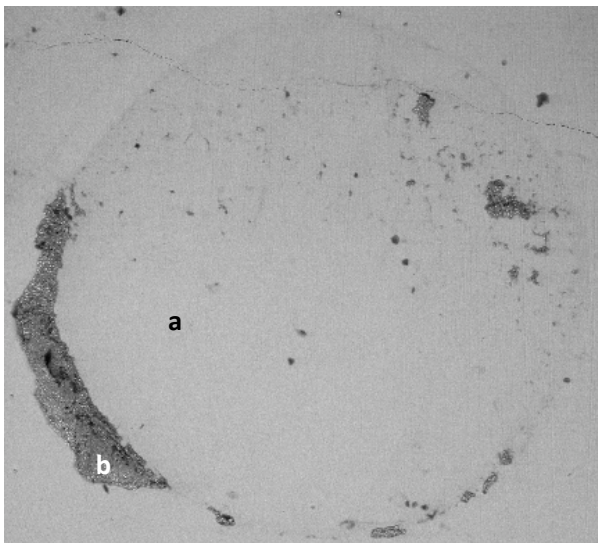
Première partie de l'étude : Adhésion sur une surface d'émail

Figure 5.6: Image représentant une fracture adhésive du groupe E-R. a) émail, b) résine de collage

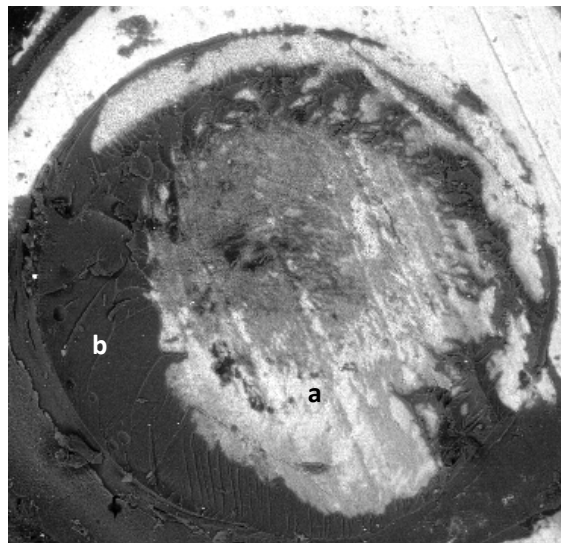


Figure 5.7: Image représentant une fracture mixte du groupe E-C. a) surface de l'alliage de métal, b) résine de collage

Le tableau XXVI indique les types de fracture rencontrés lors de l'adhésion sur la surface d'émail.

Les échantillons du groupe RelyX™ Unicem présentaient des fractures de nature adhésive (figure 5.6) tandis que les spécimens du groupe Clearfil™ Esthetic Cement présentaient des fractures de nature mixte (figure 5.7).

Tableau XXVI: Types de fracture à l'interface de l'émail et de la résine de collage.

<u>Adhésion à l'émail</u>	
Groupes	Types de fracture
E-R	(1) Adhésive
	(2) Adhésive
E-C	(1) Mixte
	(2) Mixte

Deuxième partie de l'étude : Adhésion sur un alliage métallique

Pour les groupes des alliages de métaux, les résultats ont démontré des fractures de nature cohésive, adhésive et mixte.

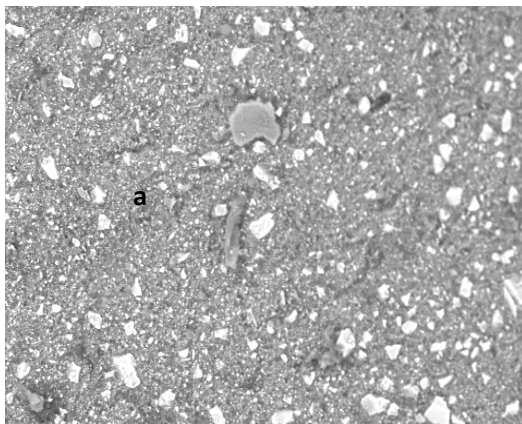


Figure 5.8: Image représentant une fracture cohésive au niveau du groupe Sp-Ab-E-C. a) particules de la résine de collage

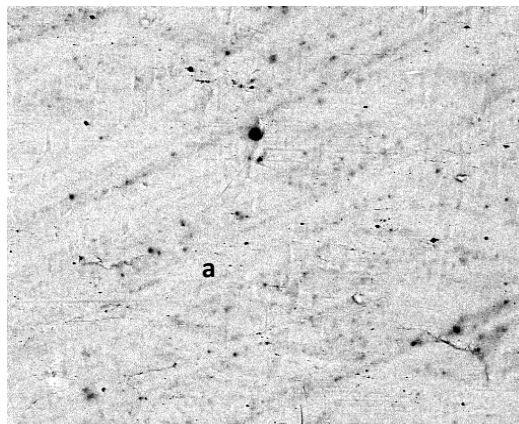


Figure. 5.9: Image représentant une fracture adhésive du groupe Sp-Ab-R. a) surface de l'alliage de métal

Dans les alliages de métaux semi-précieux et non précieux (tableaux XXVII et XXVIII), en utilisant la résine de collage RelyX™Unicem, les types de fracture retrouvés étaient majoritairement de nature adhésive (à la jonction de la résine et de la surface de métal) (figure 5.9). Aucune fracture au sein de la résine même ne fut remarquée.

Dans les groupes utilisant la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement, la nature des fractures était majoritairement de type mixte ou cohésive dans la résine de collage. Ainsi, il était fréquent de retrouver une couche de la résine de collage qui tapissait la surface de l'alliage de métal (figure 5.8).

Tableau XXVII: Types de fracture à l'interface des alliages de métaux semi-précieux et de la résine de collage.

<u>Alliage de métaux semi-précieux</u>		
Groupes	Types de résine de collage	Types de fracture
Sp-Ab-R	RelyX™Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement	(1) Adhésive
		(2) Adhésive
Sp-Ab-C	Clearfil™Esthetic Cement & DC Bond Kit	(1) Mixte
		(2) Mixte
Sp-Ab-E-R	RelyX™Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement	(1) Adhésive
		(2) Adhésive
Sp-Ab-E-C	Clearfil™Esthetic Cement & DC Bond Kit	(1) Cohésive
		(2) Cohésive
Sp-Ab-E-Ap-R	RelyX™Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement	(1) Adhésive
		(2) Adhésive

Tableau XXVIII: Types de fracture à l'interface des alliages de métaux non précieux et de la résine de collage.

<u>Alliage de métaux non précieux</u>		
Groupes	Types de résine de collage	Types de fracture
Np-Ab-R	RelyX™Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement	(1) Adhésive
		(2) Adhésive
Np-Ab-C	Clearfil™Esthetic Cement & DC Bond Kit	(1) Mixte
		(2) Mixte
Np-Ab-As-R	RelyX™Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement	(1) Mixte
		(2) Mixte
Np-Ab-As-C	Clearfil™Esthetic Cement & DC Bond Kit	(1) Cohésive
		(2) Cohésive
Np-Ab-As-Ap-R	RelyX™Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement	(1) Adhésive
		(2) Adhésive

CHAPITRE SIXIÈME

DISCUSSION DES RÉSULTATS

6. DISCUSSION DES RÉSULTATS

6.1 Adhésion à l'émail

Les résultats de la présente étude démontrent que la force moyenne d'adhésion à l'émail obtenue avec la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement (33,97 MPa) était significativement plus élevée que celle obtenue avec la résine de collage RelyX™ Unicem (10,48 MPa) ($p \leq 0,05$). Ces données corroborent les résultats de plusieurs études déjà publiées. En 2005, Abo-Hamar et al. démontraient qu'en utilisant la résine de collage RelyX™ Unicem, la force d'adhésion à l'émail était de 14,5 MPa. L'étude de Piwowarczyk et al., présentement en cours de publication, rapporte une force moyenne d'adhésion de 6,2 MPa suite à l'utilisation de la résine de collage RelyX™ Unicem à l'émail dentaire.

De Munck et al. (2004) ont testé les forces d'adhésion de la résine de collage RelyX Unicem à l'émail et à la dentine. Les forces d'adhésion de la résine utilisée avec et sans mordantage à l'acide phosphorique furent comparées à un groupe contrôle, soit la résine de collage Panavia-F de la compagnie Kuraray. À titre informatif, la résine Clearfil™ Esthetic Cement est la version améliorée de la résine de collage Panavia. Leurs résultats ont permis de conclure que la force moyenne d'adhésion à l'émail de la résine RelyX™ Unicem (19,6 MPa) était nettement inférieure à celle de la résine Panavia-F (35,4 MPa). Cependant, lorsque la surface de l'émail fut mordancée préalablement par l'acide phosphorique, la force moyenne d'adhésion est passée à 35,6 MPa, ce qui était dans le même ordre de grandeur que la valeur obtenue avec la résine Panavia-F.

RelyX™ Unicem (3M-ESPE) est une résine de collage qui ne nécessite aucune préparation préalable de la surface de l'émail, ni de la restauration dentaire (Wang et al., 2007). Cette résine incorpore dans sa composition chimique un nouveau monomère. Le fabricant soutient que la matrice organique composant la résine est conçue avec des particules multifonctionnelles de méthacrylate d'acide phosphorique qui réagissent avec les particules de remplissage de la résine de collage et les cristaux d'hydroxyapatite pour former un lien adhésif solide (Hikita et al., 2007). Le fabricant assure également qu'une réaction chimique secondaire se produit entre la résine RelyX™ Unicem et les cristaux d'hydroxyapatite (Abo-Hamar et al., 2005). Cette liaison se forme lorsque les radicaux libres de la résine polymérisent. La compagnie dentaire 3M-ESPE mentionne que la résine de collage RelyX™ Unicem possède un pH acide durant la première minute d'utilisation ($\text{pH} < 2$). Or, De Munck et al. (2004) indiquent dans leur recherche que le degré de déminéralisation de la dentine obtenue par l'utilisation de cette résine de collage est insuffisant, réduisant ainsi l'infiltration de la résine dans les microporosités et menant à des forces d'adhésion faibles. Ce même groupe de chercheurs ne se prononce pas sur le degré de déminéralisation de l'émail mais suggère fortement le mordantage de l'émail par l'acide phosphorique avant l'utilisation de cette résine de collage auto-mordante (DeMunck et al., 2004). Dans la présente étude, la faiblesse du lien adhésif obtenu avec la résine de collage RelyX Unicem pourrait donc être expliquée par le manque de déminéralisation de l'émail par cette résine de collage dite « auto-mordante ».

En revanche, la compagnie Kuraray rapporte des résultats cliniques s'approchant de 30 MPa pour l'adhésion à l'émail de la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement. Les valeurs de l'expérience courante s'accordent avec celles fournies par la compagnie puisque la moyenne des forces d'adhésion enregistrées à la surface de l'émail était de 33,97 MPa. Dans les étapes précédant l'application de cette résine de collage, la surface dentaire est mordancée avec l'acide phosphorique 40%, puis rincée à l'eau. Ensuite, la résine adhésive (Clearfil DC Bond) est appliquée sur la surface dentaire mordancée. La composition finale de la résine adhésive est obtenue par le

mélange de deux bouteilles (DC Bond liquid A + DC Bond liquid B). Cette solution acide ($\text{pH}=2,4$) est appliquée et agit de pair avec les cristaux d'hydroxyapatite pour accentuer les microrugosités de rétention déjà formées par l'acide phosphorique. Cette propriété auto-mordançante de la résine adhésive relève des monomères de phosphate (MDP), un composant du DC Bond liquid A. Dans la présente étude, l'augmentation des microrugosités par l'utilisation de cette résine adhésive avant l'application de la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement permet certainement d'expliquer l'obtention plus élevée de la force d'adhésion à l'émail avec cette résine de collage.

L'analyse au microscope à balayage électronique fut une portion de l'étude qui se voulait être exploratoire. C'est pour cette raison que seulement deux échantillons ont été analysés par groupe. Les résultats au microscope électronique révèlent que la résine de collage RelyX™ Unicem interagit en surface de l'émail. Le type de fracture retrouvée était de nature adhésive pour les deux échantillons. Les résultats obtenus dans cette présente étude s'accordent avec ceux de De Munck et al. (2004) qui ont trouvé que 12 de leurs 15 échantillons présentaient un échec de type adhésif suite à l'utilisation de la résine RelyX™ Unicem sur l'émail. Les auteurs recommandaient d'appliquer une pression sur la restauration lors de l'utilisation de cette résine de collage afin d'obtenir un scellement adéquat (De Munck et al., 2004). Pour la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement, la nature des fractures était mixte, signe que l'adhésion à l'émail était plus forte avec cette résine de collage qu'avec le RelyX™ Unicem.

6.2 Adhésion aux alliages de métaux

6.2.1 Alliages non précieux et semi-précieux

Les études d'Imbery et al. (1996) et Dhuru et al. (2004) indiquent que les alliages de métaux non précieux présentent davantage d'oxyde en surface que les alliages de métaux semi-précieux, ce qui inciterait à croire que le type de métal utilisé influencerait les résultats au niveau de l'adhésion. D'autres recherches ont noté que la force d'adhésion était inversement influencée par la noblesse de l'alliage métallique (Mackert et al., 1984; Mackert et al., 1988). Ainsi, plus la noblesse de l'alliage diminuait, plus la force d'adhésion était grande (Dhuru et al., 2004). Dans la présente étude, en utilisant la même résine de collage et le même traitement de surface de l'alliage de métal, aucune différence significative ne fut notée entre l'utilisation d'un alliage de métaux semi-précieux et d'un alliage de métaux non précieux. Les mêmes résultats ont été obtenus par Abreu et al. (2009) dans leur étude où ils ont évalué la force d'adhésion d'une résine de collage à mordantage conventionnel (RelyX ARC de la compagnie 3M-ESPE) lorsqu'appliquée sur la surface de l'alliage de métaux non précieux et précieux ayant subi différents traitements. Leurs résultats corroborent ceux de la présente étude, c.-à-d. qu'il n'y aurait aucun effet relié au type de métal utilisé sur la force d'adhésion obtenue.

En ce qui concerne les résines de collage, les résultats de la présente étude indiquent que les forces d'adhésion aux alliages de métaux semi-précieux obtenues à l'aide de la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement sont plus élevées que celles obtenues à l'aide de la résine de collage RelyX™ Unicem et ce, pour tous les traitements de surface ($p \leq 0,05$). L'explication de cette observation réside dans le fait qu'au sein de la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement, une composante de la résine adhésive contient le MDP (méthacryloyloxydécyle dihydrogène de phosphate) et que l'incorporation de ces particules favoriserait, selon le manufacturier, l'adhésion au métal en formant un lien chimique. De plus, cette résine de collage implique l'application, sur la surface de l'alliage, d'un apprêt métallique qui contient

également des particules MDP. Ceci peut possiblement expliquer que les valeurs obtenues pour la force d'adhésion avec cette résine de collage soient supérieures à celles obtenues avec la résine de collage RelyX™ Unicem.

Par ailleurs, avec les alliages de métaux non précieux, seul le groupe sur lequel la micro-abrasion suivie de l'application de l'acide sulfurique a démontré une différence statistiquement significative au niveau de la force d'adhésion entre les deux résines de collage. La résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement a obtenu la force moyenne d'adhésion la plus élevée (34,11 MPa) comparativement à la résine RelyX™ Unicem (18,90 MPa). Il est probable que la couche d'oxyde formée à la surface de l'alliage de métaux non précieux suite à l'application de l'acide sulfurique interagisse avec les particules MDP de la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement pour former une meilleure liaison. L'étude d'Abreu et al. (2009) rapporte cependant que cette couche d'oxyde ne serait pas suffisante pour créer une différence significative au niveau de la force d'adhésion entre les groupes.

6.2.2 L'influence de l'apprêt métallique

Pour la résine de collage RelyX™ Unicem, les groupes semi-précieux soumis à la micro-abrasion (groupe Sp-Ab-R: 11,41 MPa), à la micro-abrasion jumelée au placage d'ions d'étain (groupe Sp-Ab-E-R: 10,08 MPa) et à la micro-abrasion jumelée au placage d'ions d'étain et à l'utilisation d'un apprêt métallique (groupe Sp-Ab-E-Ap-R: 14,95 MPa) ne présentent pas de différences significatives entre eux ($p > 0,05$).

Cette même conclusion s'applique pour les groupes non précieux où la résine RelyX™ Unicem fut utilisée. Ainsi les groupes soumis à la micro-abrasion (groupe Np-Ab-R: 15,96 MPa), à la micro-abrasion et au mordantage à l'acide sulfurique (groupe Np-Ab-As-R: 18,90 MPa) et à la micro-abrasion jumelée au mordantage à l'acide sulfurique et à l'utilisation d'un apprêt métallique (groupe Np-Ab-As-Ap-C: 27,19 MPa) ne présentent pas de différences significatives entre eux. Cependant, pour le dernier groupe où l'apprêt métallique a été utilisé, la valeur moyenne de la force d'adhésion était plus élevée. Abreu et al. (2009) ont trouvé des résultats contraires dans leur étude. Ainsi, leurs conclusions soutenaient que les particules actives de l'apprêt métallique, soient le 6- (4-vinylbenzyl-*n*-propyl) amino-1, 3, 5-triazine-2, 4-dithiol (VBATDT) et le méthacryloyloxydécyl dihydrogène de phosphate (MDP) augmentaient la force d'adhésion entre la résine de collage et les alliages de métaux précieux et non précieux. Ces conclusions sont également partagées par d'autres auteurs qui avaient préalablement appliqué l'apprêt métallique sur un squelette de métal et ont noté une amélioration des forces d'adhésion, passant d'une force de 29,6 MPa sans l'utilisation d'un apprêt métallique de type MDP à une force de 37,0 MPa en l'utilisant sur un alliage à base de chrome-cobalt (Yoshida et al., 1999; Antoniadou et al., 2000).

Fait intéressant, Abreu et al. (2007) ont mené une étude *in vitro* similaire en cimentant une couronne de métal sur une dent extraite préparée afin qu'elle ne soit pas rétentive. Ils ont conclu que les différents traitements de la surface métallique n'avaient aucune influence sur la force d'adhésion de la résine de collage (RelyX™ Unicem). Ainsi, l'utilisation de l'apprêt métallique ne présentait pas les bénéfices escomptés.

Selon les résultats de la présente étude, l'utilisation d'un apprêt métallique améliore légèrement les valeurs de la force d'adhésion, et ce, sur les deux types d'alliages. Cependant, ces valeurs ne sont pas statistiquement significatives ($p > 0,05$). Probablement que le nombre d'échantillons restreint et certains facteurs de variabilité ont pu influencer le fait que ces résultats ne soient pas statistiquement significatifs.

Les différences observées dans les études peuvent être attribuées aux types d'alliage de métaux utilisés et à leur affinité, suite aux traitements de surface auxquels ils sont soumis, avec la résine de collage. De plus, le manque de convention ou de standardisation autant dans les manipulations expérimentales que dans les matériaux engendre des variations au niveau des résultats (Cöttert et al., 1996; Abreu et al., 2009).

6.2.3 Quel traitement de surface choisir pour les alliages de métaux ?

Les traitements de surface appliqués au niveau de l'alliage composé des métaux non précieux n'ont pas influencé la force d'adhésion. Ainsi, pour les alliages de métaux non précieux, que ce soit en utilisant l'une ou l'autre des deux résines de collage, aucune différence statistiquement significative ne fut remarquée entre les groupes.

Pour les alliages de métaux semi-précieux, en utilisant la résine de collage RelyX™ Unicem, les résultats ne démontrent aucune différence significative entre les traitements des surfaces métalliques. Ainsi, les forces d'adhésion ne seraient pas influencées par la micro-abrasion, le placage d'ions d'étain ou l'utilisation d'un apprêt métallique. Dans une expérience similaire d'Abreu et al. (2009), l'effet de la micro-abrasion et de l'application d'un apprêt métallique en utilisant la résine RelyX™ Unicem a été comparé. Les auteurs ont conclu que le conditionnement des surfaces n'était pas un facteur influençant les forces d'adhésion.

Maintenant, dans la présente étude, pour les alliages de métaux semi-précieux où la résine de collage Clearfil™ Esthetic Cement a été utilisée, une différence significative a été notée entre les groupes. Ainsi, les forces d'adhésion étaient supérieures lorsque le métal était préalablement traité avec la micro-abrasion. La force moyenne d'adhésion était de 34,60 MPa pour le groupe traité avec la micro-abrasion et de 18,43 MPa pour le groupe traité avec la micro-abrasion suivi du placage d'ions d'étain ($p=0,002$). Ainsi, l'électrodéposition d'une couche d'ions d'étain réduirait l'adhésion de la résine de collage. Ces résultats sont contradictoires avec l'étude de Rubo et al. (1995) où le meilleur traitement de surface pour un alliage à base d'or et de palladium était l'électrodéposition et le placage d'ions d'étain lorsque la résine de collage Panavia-Ex était utilisée.

6.3 Application clinique

6.3.1 Résultats cliniques versus résultats de laboratoire

Les résultats obtenus lors de cette étude de laboratoire ne peuvent se comparer directement aux résultats des études cliniques. Certains facteurs ne permettent pas de faire des associations ou des liens de corrélation entre les études *in vitro* et *in vivo*. Katona (1997) a apporté plusieurs critiques face aux tests d'adhésion réalisés en laboratoire. Ils déplorent principalement le manque de données fournies sur l'équipement utilisé et sur la préparation des échantillons. Certaines variables affectant les résultats ne sont souvent pas contrôlées, comme par exemple : l'épaisseur du lien adhésif, l'uniformité de la résine appliquée, la région et la façon dont la force est exercée, l'alignement et la direction de la force. Ces détails dans la méthodologie sont très importants car ils ont une influence directe sur les résultats. Dans la présente étude, toutes les manipulations furent effectuées par le même opérateur. Ceci avait pour avantage de diminuer les erreurs reliées aux variations de manipulations lorsqu'il y a plusieurs opérateurs. Katona (1997) déplore le fait que les méthodes ne soient pas standardisées et que ceci conduit inévitablement à une variation indésirable des résultats d'une étude à l'autre. Ceci implique que la comparaison des résultats entre les études n'est pas toujours valable, voir même possible.

Plusieurs auteurs qui effectuent des études *in vitro* sur les tests de forces d'adhésion sont critiqués par l'effet de leurs résultats sur les applications cliniques quotidiennes. Il arrive que les résultats d'études *in vivo* soient contradictoires à ceux des expériences *in vitro* (Zachrisson, 2000). Il faut donc porter une attention particulière de ne pas extrapoler trop rapidement les conclusions des études *in vitro* aux situations cliniques.

Dans une étude de Zachrisson (2000), l'auteur donne trois raisons pour lesquelles il est impossible d'appliquer les résultats des recherches sur les tests d'adhésion faits en laboratoire à la clinique. La première explication est celle où la force constante appliquée lors des tests *in vitro* n'est pas représentative de la force qui survient en bouche *in vivo*. En effet, les forces appliquées sur un pont papillon ne ressemblent pas à celles appliquées en situation expérimentale. La deuxième explication concerne le type de force appliquée. Le décollement du matériel testé en laboratoire ne se fait pas de la même façon qu'en clinique. Dans le cadre de cette étude *in vitro*, la force était appliquée sur la résine de collage. Or, en situation clinique, les forces de cisaillement s'appuient contre les ailerons du pont papillon et non sur la résine de collage. Finalement, la troisième explication repose sur les facteurs inhérents à l'environnement buccal totalement absents lors des expériences menées en laboratoire. Les variations de température, de stress, d'humidité, d'acidité et la présence de la plaque dentaire sont des aspects importants qui peuvent changer les résultats des recherches.

Malgré tout, les recherches de laboratoire restent essentielles comme première étape pour tester les nouveaux matériaux et pouvoir les comparer à ceux déjà existants. Les résultats obtenus *in vitro* permettent des comparaisons avec des matériaux reconnus et acceptés et peuvent indiquer les possibles performances cliniques. Reste ensuite à confirmer ou infirmer les résultats obtenus par des études à caractères cliniques.

6.3.2 Variables affectant les comparaisons entre les études

Abo-Hamar et al. (2005) rapportaient que le thermocyclage influence les forces d'adhésion à l'émail. Leur recherche portait sur l'adhésion de différentes résines de collage auto-mordançantes, dont le RelyX™ Unicem, à l'émail et à la dentine. Ils découvrirent que le thermocyclage diminuait considérablement les forces d'adhésion de cette résine de collage. Ainsi, la résine de collage avait une force d'adhésion moyenne de 14,5 MPa sur une surface d'émail lorsque les échantillons n'étaient pas thermocyclés. Suite au thermocyclage, cette force diminuait à 6,6 MPa. Les auteurs expliquent que la combinaison de deux facteurs peut être la cause de cet effet. Premièrement, la différence de conductivité thermique et deuxièmement, le coefficient d'expansion thermique entre l'émail et la résine de collage peuvent constituer des facteurs causals. La conductivité thermique mesure l'amplitude d'un corps à conduire la chaleur. Plus la valeur de la conductivité thermique est faible, plus le matériau est isolant. À l'inverse, plus la conductivité thermique est grande, plus le matériau est conducteur. Le coefficient d'expansion thermique représente l'expansion d'un corps lors de son réchauffement. Plus le coefficient d'expansion thermique est faible, plus le matériau sera résistant à la chaleur. La conductivité thermique de l'émail est d'environ $0,22 \text{ cal/mm/}^{\circ}\text{C} \times 10^{-3}$ et son coefficient d'expansion thermique est de $10 \times 10^{-6} / ^{\circ}\text{C}$ (Toparli et al., 2000). Ces données pour les résines de collage RelyX™ Unicem et Clearfil™ Esthetic Cement ne sont pas disponibles dans la littérature. Toparli et al. (2000) ont cependant démontré que les valeurs pour les résines composites sont de façon générale supérieures aux valeurs pour l'émail et la dentine. Le coefficient d'expansion thermique pour une résine de collage à base de composite serait de $81 \times 10^{-6} / ^{\circ}\text{C}$. Si les coefficients d'expansion thermique entre l'émail et la résine de collage ne sont pas du même ordre, une déformation peut survenir dans l'un ou l'autre des matériaux lorsqu'ils sont thermocyclés. Lors du thermocyclage, les matériaux et le lien adhésif entre l'émail et la résine de collage sont soumis à des stress thermiques et ceci expliquerait la diminution de la force d'adhésion (Abo-Hamar et al., 2005). Dans la présente étude, ce phénomène constitue une variable importante dans l'obtention des forces d'adhésion en raison du fait que

tous les échantillons ont été thermocyclés dans le but, bien entendu, de reproduire les conditions intra-orales auxquelles sont soumis les matériaux.

Une autre variable pouvant affecter les résultats des recherches est l'épaisseur de l'émail. L'épaisseur de la couche d'émail varie également selon le type de dents, la population et le sexe (Smith et al., 2006). L'émail dentaire varie également en épaisseur selon la région de la dent. Il atteint une épaisseur de 2,5 mm à la surface occlusale et une épaisseur quasiment nulle au niveau cervical (Nanci, 2003). Suite au mordantage de l'émail, l'infiltration de la résine peut se faire à une profondeur variant entre 30 μm et 50 μm (Nanci, 2003; Summitt, 2006). Dépendamment du type de dents utilisées, de la localisation du lien adhésif et de l'origine des sujets à qui les dents ont été extraites, les résultats des études peuvent varier. Il devient cependant difficile de standardiser ces procédures. Dans le cas de la présente étude, nous avons utilisé des molaires provenant de la clinique de chirurgie de l'Université de Montréal. Il a cependant été impossible de déterminer l'origine ethnique de chaque patient à qui des extractions dentaires ont été effectuées. Ces données n'ayant pas été recueillies, au départ, avant l'extraction. En ce qui concerne la localisation du lien adhésif, bien que le collage se soit fait sur l'émail des molaires, il se peut que ce lien n'ait pas toujours été fait au même endroit; la profondeur de l'émail exposé suite à la préparation des échantillons pouvait varier.

6.4 Évaluation des hypothèses nulles

Suite aux résultats obtenus de cette étude, l'hypothèse nulle qui stipulait que la force d'adhésion à une surface d'émail ne serait pas influencée par le type de résine de collage utilisée est rejetée ($p \leq 0,05$).

L'hypothèse nulle qui stipulait que la force d'adhésion à une surface métallique ne serait pas influencée par le type de résine de collage utilisée est rejetée ($p \leq 0,05$).

L'hypothèse nulle qui stipulait que la force d'adhésion à une surface métallique ne serait pas influencée par les différentes techniques de traitement de cette surface et ce, pour les deux types de résines de collage testées est rejetée ($p \leq 0,05$).

CHAPITRE SEPTIÈME

CONCLUSION

7. CONCLUSION

À la lumière des résultats de la présente étude, les conclusions suivantes furent formulées :

1. La résine de collage à mordantage conventionnel Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit a démontré une force d'adhésion sur l'émail qui est statistiquement supérieure à la force d'adhésion obtenue avec la résine auto-mordante RelyX™ Unicem.
2. La résine de collage à mordantage conventionnel Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit a démontré une force d'adhésion statistiquement supérieure à la résine auto-mordante RelyX™ Unicem sur toutes les différentes surfaces de l'alliage de métaux semi-précieux.
3. Aucune différence statistiquement significative au niveau de la force d'adhésion n'a été obtenue entre les deux résines lorsque testées sur les différentes surfaces de l'alliage de métaux non précieux.
4. Pour la résine de collage auto-mordante RelyX™ Unicem, l'application d'un apprêt métallique comme dernière étape de préparation de la surface n'a pas modifié d'une façon significative la force d'adhésion de cette résine, et ce, pour les deux types d'alliage de métaux.
5. Pour l'alliage de métaux semi-précieux, les différents traitements de surface n'ont pas influencé la force d'adhésion obtenue avec la résine auto-mordante RelyX™ Unicem.

6. Pour l'alliage de métaux semi-précieux, le traitement par micro-abrasion aux particules d'oxyde d'aluminium a permis d'obtenir, avec la résine conventionnelle Clearfil™ Esthetic Cement & DC Bond Kit, une force d'adhésion statistiquement supérieure comparativement au deuxième traitement de surface où la micro-abrasion était suivie de l'application d'ions d'étain.
7. D'autres études cliniques sur ces matériaux dentaires sont nécessaires afin de valider leurs propriétés et d'émettre des recommandations générales d'utilisation.
8. Une standardisation des protocoles *in vitro* pour les tests de force d'adhésion est recommandée afin de pouvoir comparer adéquatement les autres études ayant effectué des recherches similaires.

CHAPITRE HUITIÈME

BIBLIOGRAPHIE

8. BIBLIOGRAPHIE

1. Abo-Hamar S, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl K-H, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clinical Oral Investigation* 2005;9(3):161-167.
2. Aboush YE, Estetah N. A prospective clinical study of a multipurpose adhesive used for the cementation of resin-bonded bridges. *Operative Dentistry* 2001; 26(6):540-545.
3. Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Rueggeberg FA. Effect of metal type and surface treatment on in vitro tensile strength of copings cemented to minimally retentive preparations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2007;98(3):199-207.
4. Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA. Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2009;101(2):107-118.
5. Albers HF. Tooth-colored restoratives: Principle and techniques. 9th ed. Hamilton: BC Decker Inc.; 2002.
6. American Dental Association. Proper use of beryllium-containing alloys. *Journal of American Dental Association* 2003;134(4):476-478.

7. Antoniadou M, Kern M, Strub JR. Effect of a new metal primer on the bond strength between a resin cement and two high-noble alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84(5):554-560.
8. Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Krueger GE. Tensile bond strengths of electrolytically and chemically etched base metal. *The International Journal of Prosthodontics* 1990;3(1):93-97.
9. Audenino G, Giannella G, Morello GM, Ceccarelli M, Carossa S, Bassi F. Resin-bonded fixed partial dentures: ten-year follow-up. *The International Journal of Prosthodontics* 2006;19(1):22-23.
10. Avery J. *Essentials of Oral Histology and Embryology: A Clinical Approach*. 2nd ed. New-York: Thieme; 2002.
11. Barghi N, Knight GT, Berry TG. Comparing two methods of moisture control in bonding to enamel: a clinical study. *Operative Dentistry* 1991;16(4):130-135.
12. Barkmeier WW, Erickson RL, Kimmes NS, Latta MA, Wilwerding TM. Effect of enamel etching time on roughness and bond strength. *Operative Dentistry* 2009;34(2):217-222.
13. Behr M, Rosentritt M, Wimmer J, Lang R, Kolbeck C, Burgers R, Handel G. Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: A prospective clinical trial begun 2003. *Dental Materials* 2009;25(5):601-604.
14. Berkovitz BKB, Holland GR, Moxham BJ. *Oral Anatomy, Embryology and Histology*. 3rd ed. Edinburgh: Mosby Ltd.;2002.

15. Bezzon O, Ribeiro R, Rollo J, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;85(3):299-304.
16. Borges M, Matos I, Dias K. Influence of two self-etching primer systems on enamel adhesion. *Brazilian Dental Journal* 2007;18(2):113-118.
17. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *Journal of American Dental Association* 1963;66:57-64.
18. Brady T, Doukoudakis A, Rasmussen ST. Experimental comparison between perforated and etched-metal resin-bonded retainers. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1985;54(3):361-365.
19. Brown JR, Barkmeier WW. A comparison of six enamel treatment procedures for sealant bonding. *Pediatric Dentistry* 1996;18(1):29-31.
20. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surfaces. *Journal of Dental Research* 1955;34(6):849-853.
21. Burke FJ, Qualtrough AJ, Wilson NH. A retrospective evaluation of a series of dentin-bonded ceramic crowns. *Quintessence International* 1998;29(2):103-106.
22. Caldwell RC, Muntz ML, Gilmore RW, Pigman W. Microhardness studies of intact surface enamel. *Journal of Dental Research* 1957;36(5):732-738.
23. Chapman TE. Why no dental dam? *Journal of American Dental Association* 1993;124(4):16.

24. Cheng T-P, Tsai W-T, Chern Lin J-H, Lee J-T. The effect of beryllium on the corrosion resistance of nickel-titanium dental alloys. *Journal of Dental Materials Science : Material in medicine* 1990;1(4):211-218.
25. Chinelatti MA, Corona S, Borsatto M, Ribeiro L, SA Rocha M, Palma-Dibb R. Analysis of surfaces and adhesive interfaces of enamel and dentin after different treatments. *Journal of Master Sciences* 2007;18:1465-1470.
26. Christensen G. Should Resin cements be used for every cementation. *Journal of American Dental Association* 2007;138(6):817-819.
27. Chow T, Chung R, Chu F, Nwesome P. Tooth preparations designed for posterior resin-bonded fixed partial dentures: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2002;88(6):561-564.
28. Combe EC, Burke FJT, Douglas WH. *Dental Biomaterials*. Boston: Kluwer Academic Publishers; 1999.
29. Cötert HS, Oztürk B. Tensile bond strength of enamel-resin-metal joints. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1996;75(6):609-616.
30. Creugers NH, Kayser AF, van't Hof MA. A seven-and-a-half year survival study of resin-bonded bridges. *Journal of Dental Research* 1992;71(11):1822-1825.
31. Creugers NH, Kayser AF, van't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dentistry Oral Epidemiology* 1994;22(6):448-452.

32. Crim GA, Swartz MS, Phillips RW. Comparaison of four thermocycling techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1985;53(1):50-53.
33. DeGrange M, Roulet JF. Minimally invasive restorations with bonding. Carol Stream: Quintessence Publishing; 1997.
34. DeMunck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental Materials* 2004;20(10):963-971.
35. DeMunck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research* 2005;84(2):118-132.
36. Denehy GE, Howe DF. A conservative approach to the missing anterior teeth. *Quintessence International* 1979;10(7):23-29.
37. Dhuru VB. Contemporary dental materials. Toronto: Oxford University Press; 2004.
38. Djemal S, Setchell D, King P. Long-term survival characteristics of 832 resin-retained bridges and splints provided in a post-graduate teaching hospital between 1978 and 1993. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;26(4):302-320.
39. Dogon IL; D Nathanson; Van Leeuwen MJ. A long-term clinical evaluation of class IV acid-etched composite resin restorations. *The Compendium of continuing education in dentistry* 1980;1(6):385-390.

40. Donovan TE, Cho G. Contemporary evaluation of dental cements. The Compendium of continuing education in dentistry 1999;20(3):197-219.
41. El-Mowafy O, Rubo MH. Retention of a posterior resin-bonded fixed partial denture with a modified design: an *in vitro* study. The International Journal of Prosthodontics 2000;13(5):425-431.
42. Fireman E, Kramer MR, Priel I, Lerman Y. Chronic beryllium disease among dental technicians in Israel. Sarcoidosis Vascular Diffuse Lung Disease 2006;23(3):215-221.
43. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Journal of Dentistry 1999;27(2):89-99.
44. Garant PR. Oral Cells and Tissues. Carol Stream: Quintessence Publishing; 2003.
45. Gates WD, Diaz-Arnold AM, Aquillono SA, Ryther JS. Comparison of the adhesive strengths of a BIS-GMA cement to tin-plated and non-tin-plated alloys. The Journal of Prosthetic Dentistry 1993;69(1):12-16.
46. Goldstein RE, Parkins FM. Using air-abrasive technology to diagnose and restore pit and fissure caries. Journal of American Dental Association 1995;126(6):761-766.
47. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. The Journal of Prosthetic Dentistry 2003;90(1):31-41.

48. Gwinnett A.J. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. Archives of Oral Biology 1971;16(7):731-738.
49. Hall N, Lindauer S, Tüfekçi E, Shroff B. Predictors of variation in mandibular incisor enamel thickness. Journal of American Dental Association 2007;138(6):809-815.
50. Hara AT, Amaral CM, Pimenta LA, Sinhoreti MA. Shear bond strength of hydrophilic adhesive systems to enamel. American Journal of Dentistry 1999;12(4):181-184.
51. Hewlett E. Resin Adhesion to Enamel and Dentin: A Review. Journal of the California Dental Association 2003;31(6):1-14.
52. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dental Materials 2007;23(1):71-80.
53. Hosoda H, Yamada T, Inokoshi S. SEM and elemental analysis of composite resins. The Journal of Prosthetic Dentistry 1990;64(4):669-676.
54. Howe DF, Denehy GE. Anterior fixed partial dentures utilizing the acid-etch technique and a cast metal framework. The Journal of Prosthetic Dentistry 1977;37(1):28-31.

55. Imbery TA, Burgess JO, Naylor WP. Tensile strength of three resin cement following two alloy surface treatments. *The International Journal of Prosthodontics* 1992;5(1):59-67.
56. Imbery TA, Eshelman EG. Resin-bonded fixed partial dentures: a review of three decades of progress. *Journal of American Dental Association* 1996;127(12):1751-1760.
57. Jamjoum H, Pearson G.J, McDonald A.V. A comparative study of etching enamel by acid and laser. *Lasers in Medical Science* 1995;10:37-42.
58. Jivraj S, Kim THK, Donovan T. Selection of luting agents, Part I. *Journal of the California Dental Association* 2006;34(2):149-60.
59. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *Journal of Dentistry* 1999;27(7):523-530.
60. Katona TR. Stresses developed during clinical debonding of stainless steel orthodontic brackets. *Angle Orthodontists* 1997;67(1):39-46.
61. Katora ME, Jubach T, Polimus MM. Airbrasive etching of the enamel surface. *Quintessence International* 1981;12(9):967-968.
62. Kramer I, McLean JW. Alterations in the staining reaction of dentine resulting from a constituent of a new self-polymerising resin. *British Dental Journal* 1952;93:150-153.

63. Kurokawa H, Miyazaki M, Takamizawa T, Rikuta A, Tsubota K, Uekusa S. One-year clinical evaluation of five single-step self-etch adhesive systems in non-carious cervical lesions. *Dental Materials* 2007;26(1):14-20.
64. Kuschner M. The carcinogenicity of beryllium. *Environmental Health Perspectives* 1981;40:101-105.
65. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherie G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *Journal of Dental Research* 1989;68(12):1752-1754.
66. Livaditis GJ. Cast metal resin-bonded retainers for posterior teeth. *Journal of American Dental Association* 1980;101(6):926-929.
67. Livaditis GJ, Thompson VP. Etched castings: an improved retentive mechanism for resin bonded retainers. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1982;47(1):52-58.
68. Lynde TA, Whitehill JM, Coffey JP, Meiers JC. The bond strength of an adhesive resin luting cement to a variety of surface treatments of a high-palladium copper alloy. *The Journal of Prosthodontics* 1996;5(5):295-300.
69. Mackert JR, Parry EE, Hashinger DT, Fairhurst CW. Measurement of oxide adherence of PMF alloy. *Journal of Dental Research* 1984;63:1335-1340.
70. Mackert JR, Ringle RD, Parry EE, Evans AL, Fairhurst CW. The relationship between oxide adherence and porcelain-metal bonding. *Journal of Dental Research* 1988;67:474-478.

71. Maijer R, Smith DC. A new surface treatment for bonding. *Journal of Biomedical Materials Research* 1979;13(6):975-985.
72. McLaughlin G. Composite bonding of etched metal anterior splints. *The Compendium of Continuing Education in Dentistry* 1981;2(5):279-283.
73. Moszner N, Saiz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dental Materials* 2005;21(10):895-910.
74. Musil R, Tiller H. *The Adhesion of Dental Resin to Metal Surfaces*. Wehrheim: Kulzer and Co.;1984.
75. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research* 1982;16(3):265-273.
76. Nakorncahi S, Harnirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. *Journal of American Dental Association* 2005;136(4):477-483.
77. Nanci A. *Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function*. 6th ed. London: Mosby. Inc.; 2003.
78. Occupational Safety and Health Administration. OSHA Hazard Information Bulletin: Preventing Adverse Health Effects from Exposure to Beryllium on the Job [en ligne]. 2002 [cité 2002 avril 12]. Disponible URL: www.osha-slc.gov/dts/hib/hib_data/hib19990902.html.

79. O'Connor RP, Nayyar A, Kovarik RE. Effect of internal microblasting on retention of cemented cast crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1990;64(5):557-562.
80. Ohno H, Endo K, Hashimoto M. New mechanical retention method for resin and gold alloy bonding. *Dental Materials* 2004;20(4):330-337.
81. Olejniczak A, Smith T.M, Feeney R, Macchiarelli R, Mazurier A, Bondioli L, Rosas A, Fortea J, de la Rasilla M, Garcia-Tabernero A, Radovic J, Skinner M, Toussaint M, Hublin JJ. Dental tissue proportions and enamel thickness in Neanderthal and modern human molars. *Journal of Human Evolution* 2008;55(1):12-23.
82. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobson JR. Evaluation of scotchbond multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1997;111(5):498-501.
83. Parsa RZ, Goldstein GR, Barrack GM, LeGeros RZ. An in vitro comparison of tensile bond strengths of noble and base metal alloys to enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003;90(2):175-183.
84. Pashley DH, Agee KA, Nakajima M, Tay FR, Carvalho RM, Terada RS, Harmon FJ, Lee WK, Rueggeberg FA. Solvent-induced dimensional changes in EDTA-demineralized dentin matrix. *Journal of Biomedical Materials Research* 2001;56(2):273-281.
85. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinic of North America* 2007;51(2):453-471.

86. Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitaó J, Van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *American Journal of Dentistry* 1997;10(3):141-146.
87. Perdigao J, Gomes G, Lopes MM. Influence of conditioning time on enamel adhesion. *Quintessence International* 2006;37(1):35-41.
88. Perreault G. Beryllium, ce qu'il reste à découvrir. *Prévention au travail* 2005:20-22.
89. Perez A. Given the recent controversy concerning beryllium, what should be our concern or not be our concern as dental lab managers? He would like to hear other opinions in the industry or any problems encountered by others. *Journal of Dental Technology* 2000;17(5):28-29.
90. Pilecki P, Stone D.G, Sherriff M, Watson T.F. Microtensile bond strengths to enamel of self-etching and one bottle adhesive systems. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;32(7):531-540.
91. Poole D.F.G, Johnson N.W. The effects of different demineralising agents on human enamel surfaces studied by scanning electron microscopy. *Archives of Oral Biology* 1967;12(12):1621-1634.
92. Prévost A, Hélie P . Les ponts papillon. Montréal: Gaétan Morin; 1985.
93. Re GJ, Kaiser DA, Malone WF, Garcia- Godoy F. Shear bond strengths and scanning electron microscope evaluation of three different retentive methods for resin-bonded retainers. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1988;59(5):568-573.

94. Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation between the use of a sandblaster and current techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1997;111(4):366-373.
95. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *British Journal of Orthodontics* 1975;2:171-178.
96. Roberson T, Heymann H, Swift E. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5thed. London: Mosby Ltd.; 2002.
97. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1973;30(4):418-423.
98. Rosenritt M, Behr M, Lang T, Handel G. Marginal Adaptation of Ceramic inlays Using Different Types of Cements. *Journal of Dental Research* 2002;81 Spec Iss A:A-36.
99. Roulet JF, DeGrange M. *Adhesion: The Silent Revolution in Dentistry*. Paris: Quintessence International; 2000.
100. Rubo J, Pegoraro L. Tensile bond strength of a composite resin cement for bonded prosthesis to various dental alloys. *The Journal Prosthetic Dentistry* 1995;74(3):230-234.
101. Rushforth R. Palladium in restorative dentistry. *Platinum Metals Review* 2004;48(1):30-31.

102. Sen D, Nayir E, Pamuk S. Comparison of the tensile bond strength of high-noble, noble, and base metal alloys bonded to enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2000;84(5):561-566.
103. Sengun A, Buyukbas S, Hakki SS. Cytotoxic effects of dental desensitizers on human gingival fibroblasts. *Journal of Biomedical Materials Research* 2006; 78(1): 131-137.
104. Sengun A, Orucoglu H, Ipekdal I, Ozer F. Adhesion of two bonding systems to air-abraded or bur-abraded human enamel surfaces. *European Journal of Dentistry* 2008;2(3):167-175.
105. Silverstone LM, Saton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Research* 1975;9(5):373-387.
106. Simmer J, Hu J. Dental enamel formation and its impact on clinical dentistry. *Journal of Dental Education* 2001;65(9):896-905.
107. Small BW. The rubber dam: a step toward clinical excellence. *Compendium Continuing Education Dentistry* 2002;23(3):276-282.
108. Smith T.M, Olejniczak A.J, Reid D.J, Ferrell R.J, Hublin J.J. Modern human molar enamel thickness and enamel-dentine junction shape. *Archives of Oral Biology* 2006;51(11):974-995.
109. Soonthornsawad P, Pereira P. Enamel Bonding with self-etch resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2004;1(16): 70-75.

110. Stangel I, Ellis T, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dental Clinics of North America* 2007;51(3):677-694.
111. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ Schwartz RS. *Fundamentals of Operative Dentistry*. 3rd ed. London: Quintessence Publishing; 2006.
112. Swift E, Perdigao J, Heymann H. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence International* 1995;26(2):95-107.
113. Taira Y, Yanagida H, Matsumura H, Yoshida K, Atsuta M, Suzuki S. Adhesive bonding of titanium with a thione-phosphate dual functional primer and self-curing luting agents. *European Journal of Oral Sciences* 2000;108(5):456-460.
114. Tanaka T, Atsuta M, Uchiyama Y, Kawashima J. Pitting corrosion for retaining acrylic facings. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1979;42(3):282-291.
115. Thorette C, Grigoriu B, Canut E, Sobaszek A, Tonnel A-B, Tillie-Leblond I. Manifestations pulmonaires des prothésistes dentaires. *Revue des Maladies Respiratoires* 2006; 23 Suppl 2: 4S7-4S16.
116. Toman M, Cal E, Türkün M, Ertugrül F. Bond strength of glass-ceramics on the fluorosed enamel surfaces. *Journal of Dentistry* 2008;36(4):281-286.

117. Toparli M, Gökay N, Aksoy T. An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using a three-dimensional finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation* 2000;27(12):1077-1081.
118. Torii Y, Itou K, Hikasa R, Iwata S, Nishitani Y. Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching priming system. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002;29(6):528-533.
119. Touati B, Miara P, Nathanson D. *Dentisterie esthétique et restaurations en céramique*. Paris: Editions CDP; 1999.
120. Turker G, Guvenli S, Arikan A. Replacement of two mandibular central incisors using a zirconium resin-bonded fixed partial denture: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2005;94(6):499-503.
121. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Van Landuyt K, Perdigão J, DeMunck J, Lambrechts P, Inoue S & Peumans M. Bonding to enamel and dentin In: Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ & Schwartz RS. *Fundamentals of Operative Dentistry*. Chicago: Quintessence International; 2006.
122. Van Noort R. Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: strength determination-a personal view. *Journal of Dentistry* 1994;22 Suppl 1:S4-S8.
123. Van Noort, R. *Introduction to dental materials*. 3rd ed. London: Mosby Ltd.; 2007.

124. Van Waveren Hogervorst WL, Feilzer AJ, Prahl-Andersen B. The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2000; 117(1): 20-26.
125. Verzijden C, Feilzer A, Creugers N, Davidson C. The Influence of Polymerisation Shrinkage of Resin Cements on Bonding to Metal. *Journal of Dental Research* 1992;71(2):410-413.
126. Vilaplana J, Romaguera C, Grimalt F. Occupational and non-occupational allergic contact dermatitis from beryllium. *Contact Dermatitis* 1992;26(5):295-298.
127. Wang L, Chen J, Wang H, Guo J, Cao J. Effect of etching treatment on the bond strength of a new self-adhesive resin cement. *Journal of Us-China Medical Science* 2007;4(5):34-38.
128. Wyatt C. Resin-Bonded Fixed Partial Dentures: What's New? *Canadian Journal of Dental Association* 2007;73(10):933-939.
129. Yoshida K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of adhesive metal primers on bonding a prosthetic composite resin to metal. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1993;69(4):357-362.
130. Yoshida K, Kamada K, Atdusa M. Adhesive primers for bonding cobalt-chromium alloy to resin. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;26(6):475-478.

131. Yoshida H, Nishiyama N. Development of self-etching primer comprised of methacrylamide, N-methacryloyl glycine. *Biomaterials* 2003;24(28):5203-5207.
132. Zachrisson BU. Orthodontic bonding to artificial tooth surface : clinical versus laboratory findings. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2000;117(5):592-594.
133. Zalkind M, Ever-Hadani P, Hochman N. Resin-bonded fixed partial denture retention: a retrospective 13-years follow-up. *Journal of Oral Rehabilitation* 2003;30(10):971–977.